18.2.37

AUG 9 - 1928
LIBRARY

Docteur Gabriel BIDOU

PRINCIPES SCIENTIFIQUES

DE

RÉCUPÉRATION FONCTIONNELLE

DES

PARALYTIQUES

Préface du Professeur Georges GUILLAIN

EN VENTE CHEZ :

"LE LIVRE POUR TOUS"

37, Avenue de Saint-Ouen

PARIS

Docteur Gabriel BIDOU

PRINCIPES SCIENTIFIQUES

DE

RÉCUPÉRATION FONCTIONNELLE

DES

PARALYTIQUES

Préface du Professeur Georges GUILLAIN

EN VENTE CHEZ :

"LE LIVRE POUR TOUS"

37, Avenue de Saint-Ouen

PARIS

BOSTON ... MEDICAL
AUG 8 - 1928
LIBRARY

182 84.

A Monsieur EDOUARD MARTINEZ DE HOZ,
fondateur de l'Hôpital Sainte-Isabelle.

PRÉFACE

Lorsque M. le Docteur Gabriel Bidou m'a fait le grand honneur de me demander d'écrire une courte préface à ce volume, j'ai accepté avec un très réel plaisir, mais je lui ai exposé combien grande était mon incompétence en Mécanique, et combien je regrettais de n'avoir pas poursuivi des études sur la science des Mathématiques, qui est une des bases les plus essentielles du savoir humain. Je m'excuse de ne pas parler ici « en technicien » des appareils du Docteur Bidou et de ne pas aborder le coté purement scientifique de son œuvre.

Je puis cependant envisager la question d'un point de vue pragmatique, car j'ai pu bien souvent admirer les résultats obtenus par M. le Docteur Bidou dans la récupération fonctionnelle des grands paralysés.

J'avais suivi de loin, durant la guerre, les recherches de M. le Docteur Bidou pour la récupération des blessés paralysés. Il nous montrait que pour l'appareillage rationnel des impotents, il fallait abandonner les procédés de prothèse anciens, qu'il était nécessaire d'étudier scientifiquement et mathématiquement, chez chaque sujet, les forces en action dans les diverses articulations, les déficits musculaires, les conditions de la statique et de la locomotion. J'avais compris que si les résultats obtenus par M. le Docteur Bidou étaient si remarquables, c'est qu'il joignait, pour l'étude clinique de ses malades et pour la construction de ses épures, la compétence d'un médecin physiologiste à celle d'un ingénieur.

Lorsqu'après la guerre, la Faculté de Médecine de Paris me confia la chaire de Clinique des Maladies du système nerveux, il m'apparut que la collaboration de M. le Docteur Bidou serait d'une importance primordiale pour le traitement des malades de la Salpétrière. Je lui ai demandé de m'apporter son aide, et M. le Docteur Mourier, Directeur général de l'Assistance Publique de Paris, a bien voulu créer dans notre clinique un petit service pour la récupération fonctionnelle de nos malades. Avec un dévouement inlassable, M. le Docteur Bidou nous a donné son temps, son travail, sa science. Les résultats ont été remarquables. Des malades hospitalisés depuis de longues années, confinés au lit, ont été récupérés pour la Société; les résultats acquis ont été si utiles et si frappants que M. le Directeur de l'Assistance Publique a pris des dispositions pour construire, dans un avenir prochain, pour M. le Docteur Bidou, un service spécial et complet de récupération fonctionnelle.

Dans ce volume, les médecins pourront apprendre quels sont les principes scientifiques de la méthode de récupération fonctionnelle des paralytiques. Ils pourront suivre progressivement les détails d'un appareillage, les travaux d'études préliminaires, travaux de physiologie et de mécanique mathématique, puis la mise au point de l'appareil sur le malade, ses modalités diverses et enfin les résultats obtenus. Comme le dit très clairement l'auteur, en précisant les principes de sa méthode : « ...abandonnant d'une façon systématique les chemins battus de l'orthopédie, art inspiré de la routine et de l'empirisme le moins raisonné, nous avons pensé que le mouvement humain, correspondant aux actions motrices d'une machine, devait être étudié avec les vues de la mécanique, aidées de connaissances profondes de la physiologie du corps humain, à l'instar des études qui seraient entreprises pour la réparation ou l'établissement d'un dispositif quelconque de mécanique ».

Ce volume m'a personnellement beaucoup instruit. Je suis convaincu qu'il comble une lacune dans notre littérature médicale ; il aura le plus légitime succès auprès des savants et des médecins. Les uns et les autres comprendront ainsi les résultats si importants de cette méthode de récupération fonctionnelle scientifique qui est tout entière l'œuvre personnelle de M. le Docteur Bidou.

Il m'est agréable de lui exprimer mes sentiments de gratitude pour sa collaboration infiniment précieuse à la Clinique des Maladies du système nerveux de la Faculté de Médecine de Paris, où les services qu'il a rendus à nos malades, et à la Collectivité qui leur donne assistance, ont été inappréciables.

Mai 1927.

Georges GUILLAIN

DU MÊME AUTEUR :

La Mécanothérapie Française.

Ouvrage traduit en Anglais et en Allemand.
Allier Frères, Éditeurs, Grenoble 1908 (épuisé) ;

La Scoliose et son traitement.

Maloine, Éditeur, 1913 (épuisé) ;

L'Orthopédie instrumentale.

1919 (épuisé) ;

Nouvelle Méthode d'appareillage des impotents.

Préface de J. Babinski (Presses Universitaires de France, Éditeur, 1923), Ouvrage couronné par l'Académie de Médecine (Prix Sabatier).

SOMMAIRE

Préface de M. le Professeur Georges Guillain 1
Avant-Propos 1
Le Paralytique 7
LA MÉTHODE DE RÉCUPÉRATION 15
Ses principes 16
Instrumentation nécessaire à la mesure des déficiences et à leur récupération mécanique 19
A. — Mesure de l'équivalence du poids du membre. . . 19
B. — Dynamomètre de l'Ingénieur Amyot 22
C. — Règle Bidou et Canel 24
D. — Musculomètre artificiel 37
E. — Compas d'angle 37
De quelques dispositifs mécaniques d'appareillage . . . 41
1. Came 43
2. Verrou progressif 44
3. Axe oscillant "dit oignon" 48
4. Rotule fendue. 48
Evaluation par la méthode graphique des efforts exercés sur les armatures des appareils 54
Calcul des sections à donner aux armatures 59
Effet d'une charge s'exerçant obliquement sur un axe . . 61
L'APPAREILLAGE EST UN TRAITEMENT 67

LES APPAREILS DE RÉCUPÉRATION FONCTIONNELLE 69

Les appareillages 70

Les appareillages partiels

a. — Récupération des muscles antérieurs de la jambe . . 70

b. — Récupération des muscles fléchisseurs du membre inférieur. 75

Le muscle artificiel 76

Evaluation métrique du tonus musculaire 79

Détermination d'un axe artificiel supérieur à l'articulation coxo-fémorale dite « articulation médiane » . 91

La déficience des appendeurs 96

Les appareillages généraux.

1. Appareillage du membre supérieur

Type simple 107

Type à relais 114

2. Appareillage du membre inférieur

Les paraplégiques 126

La marche automatique 135

Récupération fonctionnelle d'un paralytique.

Photographies 143

AVANT-PROPOS

Dans une société bien administrée, il est de règle que les membres qui la constituent, se doivent prêter un mutuel secours, en compensation des apports faits on commun.

Parmi les lois qui régissent la bonne ordonnance de cette société, celles d'assistance réciproque sont les premières et les plus importantes.

De telle sorte que, si la maladie ou la blessure viennent à amoindrir, voire même à annihiler la force productrice de l'un de ses membres, la société non seulement n'a pas le droit de rejeter cet indivdu parce qu'il cesse d'être un « apporteur », mais elle a le devoir de l'aider en toutes choses et en toutes circonstances, et subvenir, si besoin est, à toutes les obligations de la nature humaine.

En revanche, le déficitaire se doit à honneur de mettre toute son énergie à lutter contre le destin mauvais et de s'employer de son mieux à ce que son rôle passif dure le moins longtemps possible.

Les impotents fonctionnels constituent une classe d'inutiles, où les paralytiques s'inscrivent parmi les plus malheureux.

Cependant le médecin a fait luire un espoir et leur a dit qu'il était peut-être possible, maintenant, de les « récupérer ». Aussi se sont-ils tournés vers lui, avides de retrouver une indépendance perdue, grâce à laquelle il reprendront une place honorable au foyer familial.

Le rôle social qui nous incombe, à nous médecins, est donc particulièrement beau. Il comporte, il est vrai, une légitime compensation par la grandeur du service rendu.

C'est pour montrer à ceux de nos confrères, qui voudraient se dévouer à la cause des impotents, que nous avons écrit ce petit ouvrage. Ils y trouve-

ront la description d'une méthode de récupération fonctionnelle, les bases scientifiques sur lesquelles elle s'appuie, et les moyens et les procédés qu'elle utilise pour atteindre son but de restauration de la force motrice humaine.

Le lecteur ne trouvera que les grandes lignes de notre méthode, mais il pourra en tirer les déductions que ses connaissances professionnelles lui permettront de parfaire, sans difficulté.

*
* *

Jusqu'ici le rôle de la société s'est borné à hospitaliser les paralytiques dans des maisons de retraite, des fondations charitables où la vie matérielle leur est assurée plus ou moins chichement. Les charges de la communauté sociale sont si lourdes que, même en faisant appel à toutes les ressources, à toutes les bonnes volontés, l'assistance que l'on donne à ces déficitaires est d'une compensation bien inférieure à ce que leurs misères morales et physiques auraient le droit d'espérer.

La charité publique sous toutes ses formes d'administration, soit qu'elle envisage sa responsabilité vis-à-vis des malheureux sous la forme morale, soit qu'elle agisse comme dispensatrice des biens et des dons qui lui sont adressés, fera une belle œuvre en s'intéressant aux plus déshérités de tous.

Elle fera même une bonne affaire.

Veut-on des chiffres ?

Le coût minimum d'une malade admise à l'Assistance Publique est de 600 francs par mois. Telle malade infirme entrée à l'âge de deux ans à tel hôpital, a dépensé actuellement, où elle est âgée de 32 ans, un peu plus de 200.000 francs. Son impotence n'altère pas sa santé. Elle peut vivre encore autant d'années. Dans ces conditions, et si la vie reste à son coefficient actuel, cette infirme aura coûté, à 62 ans, 400.000 francs.

Le côté philantropique est évidemment le premier de tous à envisager, mais le côté économique n'est pas à dédaigner. Le budget de charité de la France serait dégrévé, et la société, en retrouvant des troupes nouvelles, serait

largement récompensée des sacrifices qu'elle se serait imposés si l'on songeait davantage à la récupération des impotents.

*
* *

Mais ces considérations, pour vraies qu'elles apparaissent, ont été jusqu'ici sans résultat pratique. Les impotents définitifs sont restés et resteront toujours des *inutiles*.

La *récupération fonctionnelle* est cependant devenue chose possible dans un très grand nombre de cas, et c'est par l'application des sciences mathématiques, et de la mécanique en particulier, que nous parvenons à récupérer les déficiences mécaniques.

Abandonnant d'une façon systématique les chemins battus de l'orthopédie, art inspiré de la routine et de l'empirisme le moins raisonné, nous avons pensé que le mouvement humain, correspondant aux actions motrices d'une machine, devait être étudié avec les vues de la mécanique, aidées de connaissances profondes de la physiologie du corps humain, à l'instar des études qui seraient entreprises pour la réparation ou l'établissement d'un dispositif quelconque de mécanique.

Mais, abandonné à nos seuls moyens, nous ne serions arrivés qu'à de rares récupérations !

En 1922, notre illustre Maître, M. le Docteur Babinski, nous ouvrait les portes de son service de la Pitié et voulait bien aider et guider nos travaux. A maintes reprises il nous fit l'honneur de présenter les résultats que nous avions obtenus dans le service.

Puis, quand M. le Professeur Guillain vint occuper la chaire de Charcot, il désira et obtint de M. le docteur Mourier, directeur général de l'Assistance Publique, que son service de la Salpétrière fût doté d'un service de récupération fonctionnelle.

Sous les auspices, et avec l'aide de cet éminent collaborateur, ce service, d'abord modeste, devient de jour en jour plus prospère. M. le Professeur Guillain et nous, avons déjà présenté l'an dernier à l'Académie de Médecine un nombre imposant de grand paralytiques récupérés fonctionnellement.

La plupart, réadaptés à de nouvelles professions, ont quitté définitivement l'Assistance Publique et ont repris leur place dans la Société.

En 1926, M. Edouard Martinez de Hoz, désirant donner à la France, sa seconde patrie, une marque nouvelle de son affection, fonda un hôpital de récupération fonctionnelle qu'il plaça sous le vocable de Sainte-Isabelle. Nous avons l'honneur de le diriger.

Le geste de M. Martinez de Hoz se continue magnifique, par le souci qu'il a de donner à ses malades impotents, tout ce dont ils ont besoin, pour mener à bien leur récupération motrice.

C'est à ces hommes que doit aller la reconnaissance de tous ceux qui ont déjà bénéficié et qui bénéficieront de leur science, de leur cœur et de leur générosité.

Il nous est particulièrement agréable, à nous leur collaborateur technique, de marquer la part qui leur revient dans l'œuvre de retour à l'indépendance. Car c'est par eux et avec eux que, dans les laboratoires ou les services de leurs hôpitaux, nous pouvons poursuivre nos recherches et perfectionner notre art.

Le nombre et la diversité des cas d'impotence sont tels, que nous devons nous borner, étant donné le cadre restreint de cet ouvrage, à l'étude d'une seule catégorie de « déficients ».

Nous avons choisi celle des Paralytiques.

BOSTON MEDICAL
AUG 8 - 1928
LIBRARY

LE PARALYTIQUE

La méthode de récupération fonctionnelle s'adresse, par principe, aux paralytiques.

Malheureusement, ils ne peuvent pas *tous* espérer le retour à l'indépendance motrice !

D'aucuns préfèrent, du reste, demeurer dans leur état d'impotence, et ne se sentent pas le courage de faire les efforts nécessaires à leur rééducation et à leur adaptation.

C'est ainsi que certains grands impotents, « admis » à l'Assistance Publique, préfèrent demeurer éternellement à l'hospice, plutôt que d'envisager courageusement la vie. Cette lâcheté est faite d'insouciance et de crainte des charges de la vie.

La société perd ainsi des forces actives et la charité publique y gagne des poids lourds !

Cependant l'initiative privée est toute prête à aider ces récupérés, et il serait à souhaiter que les Administrations hospitalières créent, sans tarder, des organisations de réadaptations professionnelles appropriées aux récupérations obtenues.

D'autres ne sont pas suffisamment intelligents pour s'éduquer.

Enfin, les débiles mentaux ne peuvent pas être récupérés. Leur déficience psychique est un premier obstacle, et leur hypertonie habituelle en est un autre.

Parmi les paralytiques courageux et intelligents, il en existe malheureusement qui présentent des impossibilités de récupération physiologiques ou mécaniques.

Physiologiques : comme les déformations, les attitudes vicieuses consolidées.

Mécaniques : comme les rétractions tendineuses, certaines contractions spasmodiques.

Ceci demande une explication.

Prenons comme type le cas d'une paraplégie spasmodique où les abducteurs opposent une résistance considérable à l'équilibre statique. Il faudrait, pour contrebalancer et même pour vaincre la force de ces abducteurs, leur opposer des abducteurs artificiels d'une puissance égale. Malheureusement, si nous considérons le schéma (1) nous voyons que le levier abducteur A B est de faible longueur, donc de puissance minime, et que si l'on veut agir par un levier plus long, on tombe sur la ligne B C, sur laquelle toute insertion serait au « point mort », donc sans action.

Dans des cas particuliers, où la contracture des abducteurs n'est pas trop marquée, on peut arriver à l'équilibrer par des dispositifs mécaniques dont nous parlerons plus loin.

Parfois ces impossibilités mécaniques ou physiologiques ne sont pas insurmontables définitivement. La chirurgie, tout d'abord, peut prêter son secours efficace par des ténectomies ou des ténotomies, des ostéosynthèses, des arthrodèses judicieusement étudiées... Ce concours et cette mutuelle collaboration entre le chirurgien et l'appareilleur sont de la plus grande imporance, et nombre de fois nous avons pu en constater les heureux résultats.

Vient ensuite le traitement mécanothérapique. Celui-ci est d'une application délicate. Les appareils généraux qui peuvent être utilisés exigent une précision rarement rencontrée. Si la coïncidence des axes mécanique et humain, par exemple, indispensable au jeu normal d'une articulation, n'est pas rigoureuse, il s'ensuit que le membre décrit un mouvement circulaire autour du point d'oscillation mécanique, et, en travaillant à l'arrachement pendant qu'il décrit cette courbe, peut provoquer un traumatisme articulaire néfaste. De plus, il est nécessaire que le segment *compensateur* du segment *travaillant* soit immobilisé ; sans quoi, le traitement ne signifie rien. Exemple : la flexion de l'avant-bras sur le bras peut paraître bien exécutée et ne donner aucune extension ou flexion d'un segment par rapport à l'autre, si l'épaule, segment compensateur, n'est pas immobilisée d'une façon absolue.

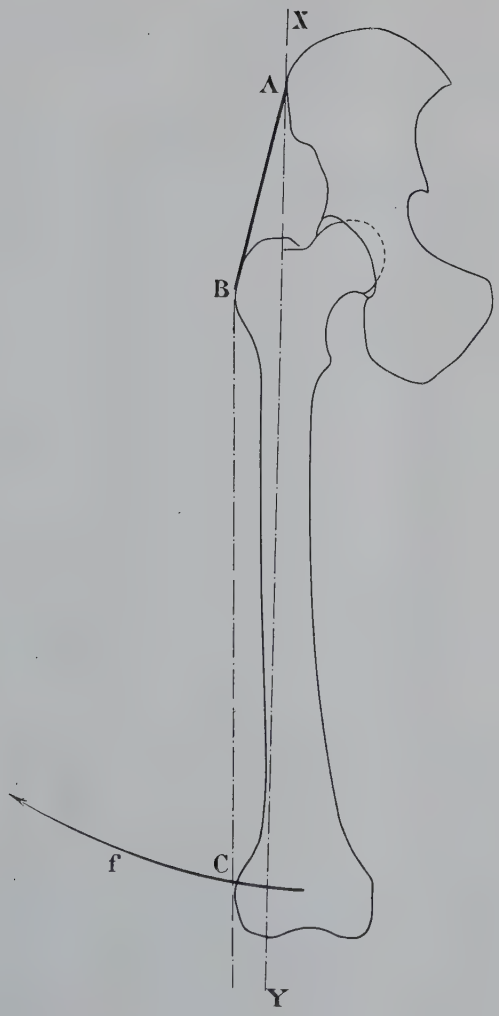


Fig. 1

Les insuccès habituels et la modeste réputation de la mécanothérapie dans les cas de réduction des rétractions tendineuses sont dûs très souvent, à un mauvais appareil, ou à une mise en place défectueuse du malade par rapport à l'ajutage mécanique.

Au reste, les collections d'appareils de mécanothérapie en usage courant, sont surtout recommandables à qui veut faire de l'équitation, du cyclisme, du sport à domicile, voire même une cure d'amaigrissement ! Pour une thérapie mécanique, il faut un appareil générateur donnant d'autres précisions !

Dans ce but thérapeutique nous avons construit un « arthromoteur général », dont la caractéristique est de donner tous mouvements à toutes articulations, activement et passivement, que le malade soit debout, assis ou couché, à toutes vitesses, et à toutes amplitudes (1).

Mais nous devons, à la vérité de dire que cet « arthromoteur » lui-même n'est pas suffisant dans un grand nombre de cas de corrections tendineuses.

En plus des appareils de mécanothérapie, il faut confectionner, pour chaque cas particulier de modification d'attitudes, des appareils que nous dirons *statiques*, qui, agissant très progressivement (vis au pas de 100 par exemple) permettront des actions énergiques sans brutalité.

Ainsi donc, la chirurgie et la mécanothérapie peuvent coopérer grandement à vaincre certains obstacles physiques qui, sans leur secours, réduiraient à néant les efforts des praticiens.

Mais la chirurgie et la mécanothérapie ne donnent, habituellement, que des collaborations limitées. La parole reste en dernier ressort à l'appareillage mécanique.

*
* *

La restitution de la fonction humaine est un art mal connu. Il est étonnant de constater que cette branche si importante, de la médecine et de la chirurgie tout à la fois, soit restée largement en arrière des progrès réalisés ces temps derniers.

(1) Présenté à la Société de Chirurgie de Paris, par M. le Professeur Morestin, Mai 1908.

Les médecins, il est vrai, qui n'ont pas toujours la tournure d'esprit scientifique, s'en désintéressent habituellement, et considèrent la prothèse comme comme une annexe de leur art, réservée aux orthopédistes. Si nous examinons en effet ce qui se passe communément, nous voyons le praticien donner une ordonnance avec la prescription « d'un corset à tuteurs, d'une jambière articulée, d'un appareil pour redresser le pied »...

Comment peut-on abandonner ainsi une des armes les plus importantes de la thérapeutique, à l'empirisme d'un bandagiste ? Le médecin n'est-il pas *seul* capable d'ordonner les appareils voulus pour un but défini à atteindre ? Ne doit-il pas donner lui-même les directives à l'artisan et suivre les mises au point de l'appareillage ?

Il s'ensuit que par son abstention systématique, le médecin a donné à l'orthopédiste une autorité et souvent une initiative qui ne peuvent logiquement lui incomber. De là, les appareils honteux qui nous sont présentés à nos consultations. Veut-on un exemple courant ? Prenons le béquillon des corsets dits « de maintien » pous scoliose. On sait que l'élévation spontanée des épaules est de sept centimètres pour un adulte normal, et que ce mouvement peut être accentué facilement, par l'élongation des groupes pectoraux et dorsaux. Que l'on demande à une enfant de soutenir son rachis en prenant point d'appui sur les béquillons, et nous verrons que, soutenu de cette façon de chaque côté de son tronc, il sera « appendu » latéralement à ses béquillons, et aura toute liberté de s'affaisser de sept centimètres. Quel meilleur instrument de *tassement* peut-on rencontrer ?

La réfléxion la plus rapide montre bien, par ce seul exemple, combien erroné peut être l'art prothétique. Nous pourrions multiplier à l'infini cette critique.

Les orthopédistes professionnels sont coupables aussi. Ils n'ont fait aucun progrès. Si par curiosité on consulte des ouvrages de 1825 comme le « Traité d'Orthomorphie » de Delpech, l' « Arsenal de la Chirurgie contemporaine » de Gaujot et Spielmann, édité en 1872, on a l'humiliation de constater que nos modernes fabricants sont loin d'égaler, en ingéniosité, les modèles de ces maîtres.

Il est vraiment navrant de penser que si nous ne roulons plus dans les carosses de nos pères, nous utilisons encore, pour le remplacement de nos membres amputés ou déficients, les dispositifs de prothèse qui étaient mis à leur service !

Réparer la machine humaine est chose fort mal aisée et tous les efforts combinés des mécaniciens et des chirurgiens n'auraient pas été inutiles pour faire progresser un art utile entre tous. *La réadaptation des organes moteurs de la « machine humaine » comporte en effet la connaissance de la mécanique et de la physiologie.*

La récupération fonctionnelle des paralytiques ne peut être envisagée qu'appuyée sur les données mathématiques et l'observation attentive de le physiologie pathologique des mouvements. La science neurologique, si précise en ses diagnostics cliniques elles-même, est impuissante à récupérer la fonction humaine perdue. Ce sera donc par une marche raisonnée, fondée sur des précisions, que l'on atteindra le but de récupération fonctionnelle : autrement dit, cette restitution de la fonction ne peut être obtenue que suivant une « méthode ».

Ce n'est pas grâce à un empirisme plus ou moins adroit, que nous sommes arrivé à faire marcher les paralytiques ; mais c'est par l'application d'une méthode précise et parfaitement ordonnée, dont les bases scientifiques ont été jetées il y a de longues années et dont les instruments de recherches viennent contrôler les épures et les études mécaniques d'appareillages.

C'est dire encore que la méthode de *Récupération fonctionnelle* ne peut être réalisée que par deux individus travaillant de pair : l'un comme médecin neurologiste, l'autre comme ingénieur mécanicien.

Mais ne nous trompons pas au sujet de cette dualité. Et n'oublions pas que tout médecin est un mécanicien en puissance.

C'est parfois une puissance ignorée, mais elle n'existe pas moins.

Si l'on veut réfléchir à ce qu'est le corps humain, on est en admiration devant le merveilleux mécanisme qu'est cette charpente mobile, que des commandes à articulations, merveilleuses dans leur souplesse et leur ingéniosité, mettent en branle, sous l'ordre d'un moteur autonome, qui lance le mouvement, le modère, l'accélère, le suspend, l'arrête, le reprend, sans que jamais il se présente les multiples inconvénients que nous rencontrons dans le fonctionnement d'une machine, aussi merveilleusement mise au point soit-elle !

Le médecin connaît les moindres rouages de la machine humaine. Il en a appris la nomenclature, on lui a enseigné la façon dont tous les organes fonctionnent, soit indépendamment les uns des autres, soit ensemble.

Il a pu, sous son scalpel, disséquer, « démonter » pourrions-nous dire les moindres dispositifs de cette machine. Il a même été si loin dans l'étude de la commande centrale, qu'il connaît les enroulements de son moteur, les induits, la circulation... non pas dans les grandes lignes, mais dans l'infiniment petit de ses neurones.

Que lui manque-t-il donc pour récupérer la fonction humaine ?

La méthode à employer.

LA MÉTHODE DE RÉCUPÉRATION

LA MÉTHODE

Instrumentation nécessaire à la mesure des déficiences et à leur récupération mécanique :

a) Mesure de l'équivalence du poids d'un membre;
b) Dynamomètre à liquide (Amyot) ;
c) Règle Bidou et Canel ;
d) Musculomètre artificiel Bidou ;
e) Compas d'angle.

La méthode de Récupération fonctionnelle procède des principes suivants:

1° *Observation clinique et physiologique* ;
2° *Etablissement du bilan fonctionnel* ;
3° *Etude mathématique de l'appareillage de récupération* ;
4° *Mise au point sur le malade* ;
5° *Rééducation.*

L'observation clinique pose le diagnostic, et le traitement s'il y a lieu. Mais le récupérateur ne doit entrer en ligne, que si tous les procédés médicaux physiothérapiques et chirurgicaux out cessé de rendre tous les services qui leur étaient demandé.

L'établissement du bilan fonctionnel est fait par l'observation physiologique et mécanique du malade. L'étude de sa statique, de l'intégrité du sens de l'équilibre — fonction centrale, — l'évaluation du potentiel moteur des différents segments humains, la recherche des attitudes vicieuses, de leur degré de consolidation, des déformations squelettiques, contribuent, par leurs parts respectives, à poser les données du problème.

L'étude mathématique de l'appareillage de récupération sera l'objet de la plus grande précision. Elle devra servir à calculer les efforts de flexion, de torsion, de compression, à situer les points de rupture, à évaluer les actions des leviers...

C'est dire que le médecin, transformé en ingénieur, devra *inventer* de toutes pièces l'appareil récupérateur.

Mais cette étude complexe ne pourra être réalisée que grâce à une instrumentation spéciale que nous avons créée et dont nous allons donner, avant toutes choses, la description complète.

Enfin, l'appareillage réalisé sera mis au point sur le malade et transformé au fur et à mesure de ses corrections d'attitude et de ses modifications d'équilibre.

C'est alors que commence la rééducation du malade. Elle sera fonction de facteurs personnels et de facteurs physiologiques.

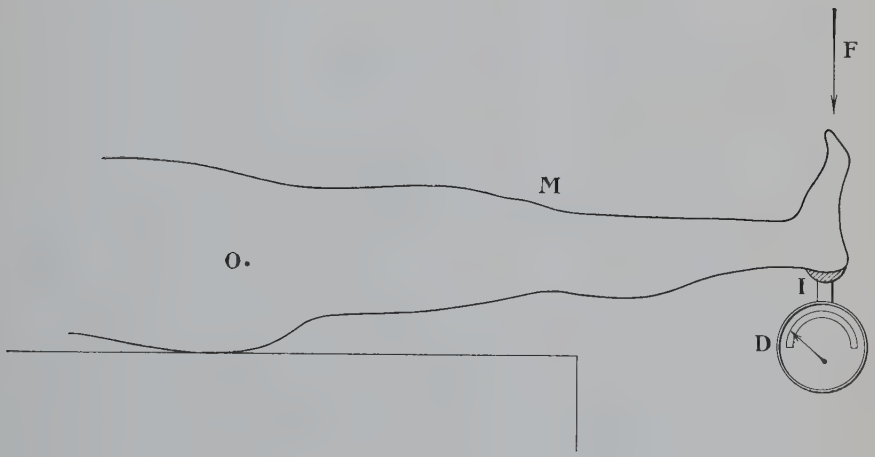


Fig. 2

Instrumentation nécessaire à la mesure des déficiences et à leur récupération mécanique.

A. — *Mesure de l'équivalence du poids d'un membre.*

Au commencement et à la base de toute étude de Récupération d'un membre humain, se trouve le calcul du poids du membre déficitaire.

On ne peut en effet évaluer l'effort à développer pour soulever une masse sans en connaître le poids.

Malheureusement, on ne peut pas peser un membre isolé sur le vivant.

Si nous assimilions le membre inférieur paralysé, pris comme exemple, à un levier rigide, oscillant autour de l'articulation coxo-fémorale, nous dirions que, dans son mouvement divergent, ce levier est sollicité par deux forces tendant à le faire tourner en sens contraire.

1° *Une résistance* (qui est son poids, tendant à le ramener à la verticale.

2° *Une puissance*, qui est la traction à tendance contraire, exercée sur lui.

Pour que la puissance équilibre la résistance et que le membre soit maintenu à l'écart voulu, il faut assurer l'égalité entre les *moments* des deux forces par rapport au centre de rotation O, c'est-à-dire entre le *produit de l'intensité de chaque force par la longueur de la perpendiculaire abaissée du centre, sur la direction de la force* (définition du moment de la force). Cette perpendiculaire est souvent dénommée « bras de levier ».

Donc, pour arriver à régler la puisssance il faut déterminer le moment de la résistance.

Cette résistance est le poids du membre, force constamment verticale et constamment appliquée au centre de gravité.

Il s'ensuit que pour toute orientation du membre, le moment de la force est le produit de ce poids par la longueur de la perpendiculaire, abaissée de l'articulation coxo-fémorale O, sur la verticale passant par le centre de gravité.

Mais ce « moment » de la résistance nous échappant puisque on ne peut déterminer sur le vivant, ni le poids du membre ni son centre de gravité, nous avons dû chercher à lui *substituer une équivalence*, et voici comment nous y parvenons :

Le malade étant en decubitus dorsal, nous soulevons légèrement le membre paralytique à l'étude et nous l'appuyons sur un dynamomètre à flexion verticale placé exactement au niveau du talon, soit en I (g. 2).

Le dynamomètre s'arrête par exemple à la graduation 3 k s. Ceci prouve que la force verticale 3 k s, développée de bas en haut en I par la réaction du liquide comprimé, *équilibre* l'action du membre ; que, par conséquent, elle a, par rapport au centre O, un moment égal à celui du poids, mais de sens contraire. Une force opposée F, c'est-à-dire une force verticale de 3 k s de haut en bas, appliquée en I, exercerait alors sur le levier une action mécanique équivalente à celle du poids.

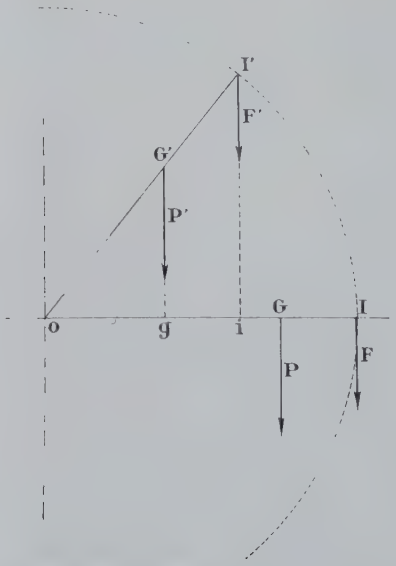


Fig. 3

Démontrons que cette équivalence, experimentalement reconnue pour le membre en position horizontale, persiste en toute orientation (fig. 3).

Nous constatons pour la position horizontale l'égalité des moments des forces P et F, soit :

$$P.OG = F.OI \quad (1)$$

ou

$$\frac{P}{F} = \frac{OI}{OG} \quad (2)$$

Dans une orientation quelconque OI′ par exemple, les directions verticales des forces P′ et F′ rencontrent l'horizontale en g et i, les bras de levier sont Og et Oi, les moments sont devenus :

$$P.Og \quad \text{et} \quad F.Oi$$

Lorsqu'on projette sur un même axe OI deux segments OG′ et OI′ d'une même droite, les projections Og et Oi sont proportionnelles aux longueurs des segments :

$$\frac{Oi}{Og} = \frac{OG'}{OI'}$$

Or, OG′ or OI′ sont les longueurs OG et OI déplacées par rotation, alors :

$$\frac{Oi}{Og} = \frac{OI}{OG}$$

et en rapprochant de l'égalité (2).

$$\frac{P}{F} = \frac{Oi}{Og}$$

$$P.Og = F.Oi$$

c.q.f.d.

Les moments de P et de F, par rapport à O, étant toujours les mêmes, nous pourrons désormais, dans l'étude de l'équilibre par les « moments », substituer au poids P la force idéale 3 kgs (F) toujours verticale de haut en bas et toujours appliquée en I.

Passons à la pratique.

Soit l'articulation coxo-fémorale en O. (fig. 4) :

A le point d'attache à la ceinture ;
OI le membre en position verticale ;
OI′ sa position dans l'écart d'équilibre avec angulation ;

AI′ le levier à ressort développant une traction X.

Le bras du levier de la résistance est la perpendiculaire OH, abaissée sur la direction de la force F, donc le moment de la résistance est :

$$F.OH$$

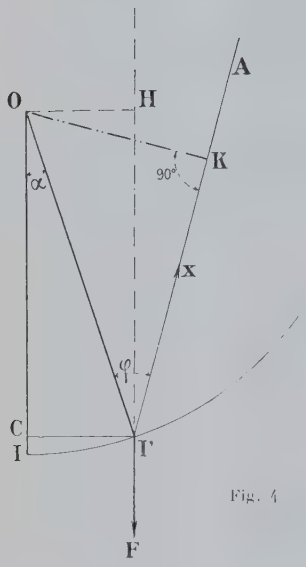


Fig. 4

La puissance X a comme bras de levier la perpendiculaire OK, et comme moment :

$$X.OK$$

Par conséquent, pour réaliser l'équilibre entre la résistance propre du membre à soulever et la force de traction qui est exercée sur lui, et le maintenir à l'angulation, il faut que la puissance et la résistance, forces antagonistes, soit équivalentes, ce qui est traduit par l'égalité algébrique.

$$X.OK = F.OH$$

d'où nous tirons X

$$X = \frac{F.OH}{OK}$$

Puisque nous avons tout d'abord déterminé F (action dynamométrique du membre) le dernière égalité nous donnera la valeur de X à la condition de mesurer OH et OK.

Cette mesure est facilement obtenue, par lecture directe, au moyen de l'appareil très simple que nous avons réalisé, et que nous avons dénommé *Règle Bidou et Canel.*

Examinons d'abord le dynamomètre qui nous sert à établir l'équivalence du poids d'un membre.

B. — *Dynamomètre à liquide de l'Ingénieur Amyot*

Cet appareil est destiné à mesurer avec précision un effort de traction ou de compression *sans déplacement du point d'application* (voir fig. 8).

Principe : L'effort à mesurer agit sur un des fonds mobiles d'un soufflet métallique très facilement déformable, rempli d'une huile fluide.

Cette capacité, qui joue le rôle d'un piston sans frottement, est en communication avec un manomètre de précision.

Sous l'action de l'effort à mesurer, le liquide contenu dans le soufflet, est mis sous pression et cette pression est mesurée par le manomètre.

La viscosité de l'huile est utilisée à l'amortissement des oscillations de l'aiguille.

Nous ajouterons que ce dynamomètre permet de lire une déviation depuis 1 gr.jusqu'à 60 kilogrammes, en graduations équidistantes.

Nous disons que ce dynamomètre *est sans déplacement du point d'application.*

Par conséquent, étant donné l'amplitude d'un mouvement dont il importe de connaître le travail, on devra utiliser comme moyen de transmission un filin *élastique* en traction directe ou en réflexion sur une poulie.

Nous savons qu'une poulie change la direction et le sens d'une force, sans en modifier l'intensité, abstraction faite, bien entendu, des frottements. La question du renvoi par poulie est donc sans importance. Il en est, du reste, de même pour celle du filin élastique.

Cependant, l'esprit du lecteur peut être troublé à l'idée de cette force nouvelle entrant en jeu. Voyons donc comment ce trajet élastique du filin-transmission est réellement sans intérêt.

Par définition, *une force est une cause de mouvement.* Lorsqu'une force unique agit sur un corps au repos, ce corps prend forcément un mouvement qui a la direction et le sens de la force. Donc, quand nous savons qu'une force actionne un corps, si celui-ci reste au repos, nous devons affirmer qu'il existe une autre force annulant la première, qui est par conséquent de *même direction,* de *sens contraire* et d'*égale intensité.*

Ce peut être, du reste, la résultante de plusieurs forces.

Considérons un poids attaché à un crochet fixe. S'il reste immobilisé, c'est que, dans le crochet rigide se développe une réaction de force égale et opposée au poids.

Deux personnes tirant en A et B sur un câble de caoutchouc en déterminent l'extension.

Elles se sentent alors tirées : A vers B par une force F, et B vers A par une force F'. La déformation du corps élastique a fait naître *deux forces de sens contraire* qui tendent à la ramener à sa forme primitive. Comme le corps reste en équilibre, nous avons la certitude que ces deux forces ont même direction, des sens contraires et même intensité, qu'elles s'annulent, et tout se passe en définitive comme si A était relié à B par un filin rigide.

Ceci démontre que, quelque soit le moyen de traction utilisé pour agir sur le dynamomètre, élastique ou inextensible, le résultat est le même.

C. — *Règle Bidou et Canel* (1)

Cet instrument de mesure (fig. 5) est destiné à résoudre les problèmes suivants :

1° *Trouver le déplacement horizontal d'un levier-membre oscillant autour de son axe (articulation), l'angle d'écart étant donné et réciproquement.*

2° *Etablir la valeur dynamométrique d'un ressort (muscle artificiel) pour déplacer et maintenir ce levier à une angulation demandée.*

3° *Mesurer le travail fourni par un ressort (un groupe musculaire) pendant le déplacement d'un levier qu'il commande :*

a) *Le levier étant placé horizontalement et s'élevant vers la verticale.*
b) *Le levier étant placé verticalement et s'élevant vers l'horizontale.*

4° *Etablir la courbe d'épuisement musculaire.*

Description. — Une planchette métallique de 15 centimètres de côté porte un quadrillage gravé en centimétres carrés et en demi-centimètres. Au sommet O est installé un quadrant gradué en degrés..

Au même point O, s'articule une tige OE graduée en centimètres, portant un quadrant à coulisse, pouvant être immobilisé en un point quelconque sur la tige, limitant ainsi la longueur du levier choisi.

Le rapporteur placé en O inscrit l'angle α décrit par le levier OE autour du point O.

(1) Etablie par l'auteur avec l'éminente collaboration de M. le Professeur Canel.

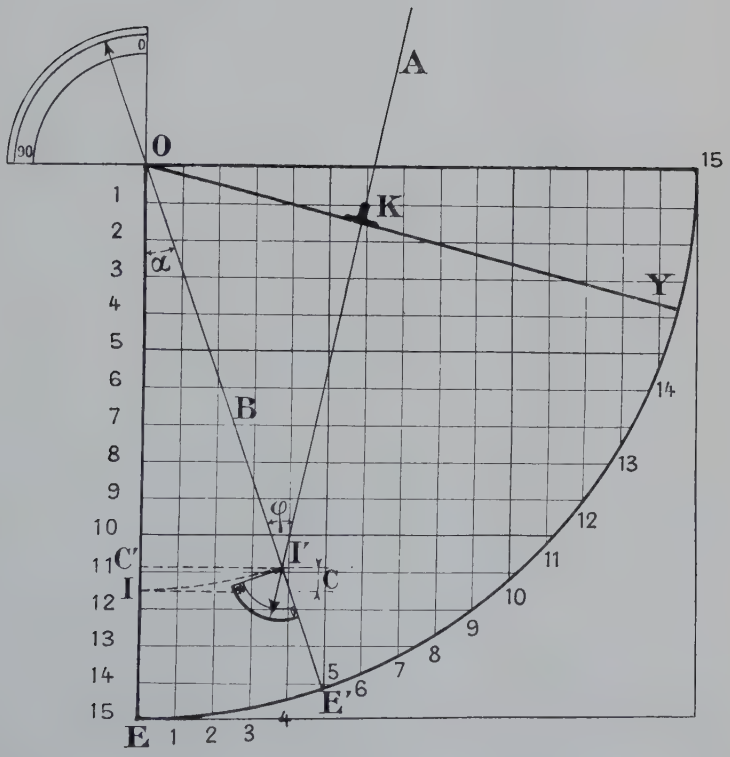


Fig. 5

Le deuxième rapporteur, coulissant sur la tige OE, inscrit l'angle φ décrit par la tige I'A, par rapport au levier OE.

Cette tige I'A porte une équerre K coulissant sur toute sa longueur et dont la position variable assure la perpendicularité de OY sur I'A.

La tige OY, graduée également en centimètres et en demi-centimètres, pivote autour du point O et assure la distance OK de la tige I'A.

Utilisation (Echelle au 1/10e) :

Ier Problème. — *Trouver le déplacement horizontal d'un membre oscillant autour de son articulation, l'angle d'écart étant donné et réciproquement* (fig. 5).

Mesurons la longueur totale du membre, qui sera de 115 mm. par exemple, représenté par OI = 11,5. Soit $\alpha = 20^o$ l'angulation choisie que l'on cherche à obtenir.

Nous faisons pivoter la tige OE en sorte que, sur le rapporteur O, elle passe par la division 20. Elle prend la direction OE', le point I est venu en I'. La distance I' à OE est donnée par la longueur de l'horizontale qui va de I' à OE. Nous lisons 3,8. La vraie longueur de déplacement horizontal de l'extrémité I est donc de 38 centimètres.

Inversement, si nous cherchons l'angulation correspondant à un déplacement horizontal de 38 cm., pour un membre de 115 cm., (OI = 11,5 sur notre schéma) nous faisons pivoter OE en sorte que sa division 115 vienne de la position I en I' à 38 cm. de OE, et nous lirons l'écart angulaire sur le rapporteur O. Nous trouvons 20^o.

IIe Problème. — *Etablir la valeur dynamométrique x d'un ressort-muscle artificiel, pour déplacer et maintenir un levier-membre à une angulation demandée.*

De même que, pour le premier problème, nous avons mesuré la longueur du membre, de même, pour la solution de celui-ci, devrons-nous établir l'action dynamométrique du membre, équivalente à son poids et donnant la valeur de la force F.

Nous savons comment on procède (fig. 2). Le dynamomètre indique une réaction de 4 kilogrammes par exemple. L'angulation demandée est 20^o.

Nous allons réaliser sur notre règle (fig. 6) les éléments de graphique d'étude, et de simples lectures vont nous fournir les nombres nécessaires au calcul de x, valeur dynamométrique cherchée.

Ici entre en jeu, non plus la longueur totale du membre, mais celle, mesurée de l'attache supérieure du filin à ressort, au collier d'insertion inférieure qui embrasse l'avant-pied.

Pour faciliter les questions, nous supposerons que cette longueur est encore 11 cm. 5, représentée sur l'appareil par 11 divisions 1/2.

Nous aurons à effectuer les manœuvres suivantes :

1° Amener la tige OE en coincidence avec la division 20 du rapporteur O.

2° Faire glisser le rapporteur inférieur le long de OE, jusqu'à ce qu'il arrive à la division 11,5 et le fixer.

3° Orienter la tige I'A en sorte qu'elle passe par la division du rapporteur inférieur correspondant à une angulation φ que nous avons déterminée sur le malade même, avec un compas d'angle quelconque (fig. 9), ou, connaissant la distance A et la longueur du levier L, il suffira de lire l'angulation sur la règle, ainsi qu'il est dit plus haut au sujet de la solution du problème n° 1.

4° Faire glisser l'équerre K le long de I'A et en même temps faire pivoter la tige OY jusqu'à ce que la tige s'applique exactement sur le front de l'équerre : l'aiguille que porte celle-ci marque la distance OK.

Il n'y a plus qu'à faire 2 lectures :

a) Distance I'C', soit 3,8 ;

b) Longueur OK, soit 5,8.

Nous appliquons la relation $F.I'C' = x.OK$

$$X = \frac{F.I'C'}{OK}$$

$$X = \frac{4 \times 3,8}{5,8} = 2 \text{ kgs}$$

III° Problème. — *Mesurer le travail fourni par un groupe musculaire pendant le déplacement d'un membre qu'il commande.*

a) *Le membre étant placé verticalement et s'élevant vers l'horizontale.*

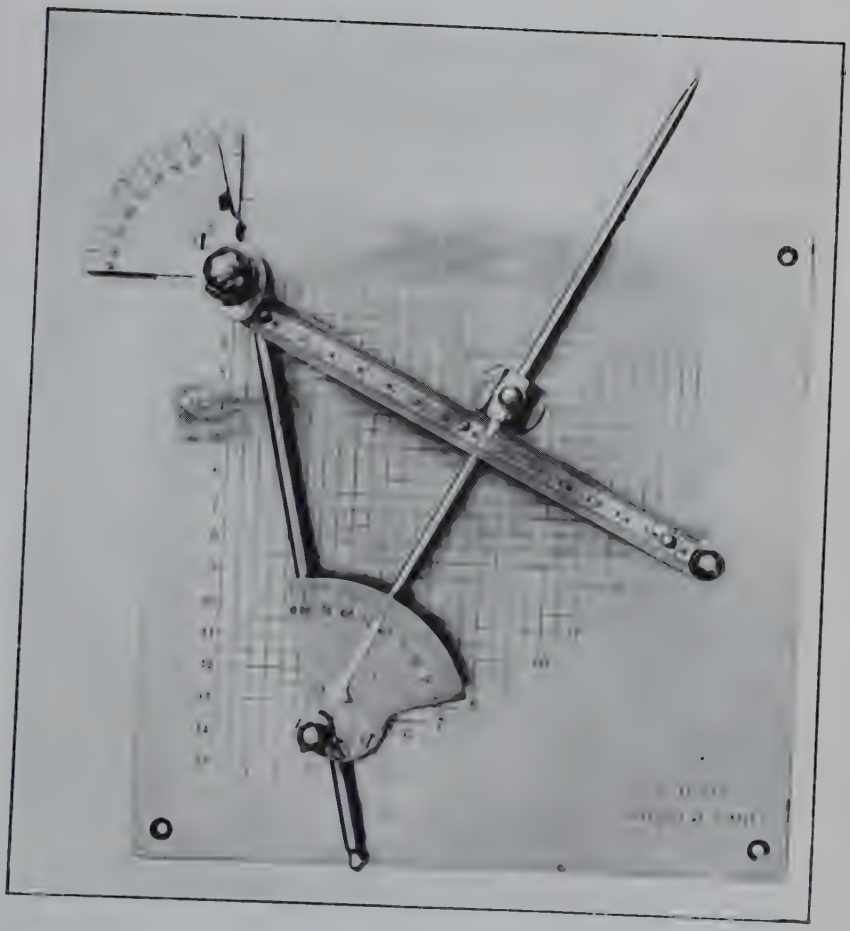


Fig. 6

Nous savons que le travail est le produit de la force par l'espace parcouru :

$$T = F.e$$

ou par l'espace parcouru dans le déplacement, sur la direction de la force :

$$T = F.e'$$

Aussi, pour mesurer le travail à fournir par un groupe musculaire, pour lever le membre, nous dirons :

Soit OI la longueur du membre et OI′ le déplacement curviligne de l'extrémité I. Le travail est le produit de la force F (action dynamométrique) par la projection de l'arc parcouru I I′ sur la direction de la force qui est verticale ; et le deuxième facteur de ce produit est la différence de niveau entre I et I′ sur la figure CI′ = 6 millimètres correspondant à 6 décimétres, ou 0 m. 6.

Si la force F est de 4 kilogrammes, le travail sera de $4 \times 0{,}6 = 2$ kgm. 40.

Le travail que devra fournir un ressort ou un groupe musculaire R pour lever le levier-membre OI de la hauteur CI′ sera donc de 2 kgm. 40.

b) Le membre étant placé horizontalement s'élève vers la verticale.

Le problème est de même nature, mais le deuxième facteur est I′C′ correspondant à 3 cm. 8.

$$T = F.I'C'$$

$$F = 4 \text{ kilogrammes}$$

$$T = 4 \times 0{,}38 = 1 \text{ kgm. } 52$$

Le travail à fournir pour lever le levier-membre OI de la hauteur E′C′ sera donc de 1 kgm. 32.

IV[e] Problème. — *Etablissement de la courbe de l'épuisement musculaire* (*Cf. Table*, fig. 7).

En dehors des cas d'examen neurologique, où l'étude de l'épuisement musculaire pendant un temps est un précieux renseignement, il est, au point de vue fonctionnel, d'une grande importance de savoir si tel travail musculaire peut être renouvelé, d'une façon constante, dans les mêmes conditions de puissance, que celles constatées au premier examen.

Il est impossible d'évaluer l'usure du potentiel musculaire par la simple

observation : c'est pourquoi nous avons cherché à établir un tableau des courbes du travail du muscle, pour des efforts successifs.

Sans doute les travaux de Bénédict d'Erb, de Jolly, ont donné toute une série d'indications cliniques remarquables.

Nous ne pouvons nous étendre sur ces travaux dans le cadre restreint de cet ouvrage, mais cependant, si nous trouvons en électro-diagnostic, des renseignements utiles sur la myasthénie par l'emploi du courant faradique tétanisant, nous pensons qu'il n'est pas sans intérêt d'étudier et de suivre dans le temps, l'épuisement d'un groupe musculaire, sans intervention du courant électrique.

Nous établirons donc la courbe d'épuisement de la façon suivante :

Nous venons de voir comment on évaluait le travail d'un groupe musculaire pour un mouvement donné.

Supposons qu'il s'agisse des muscles fléchisseurs du membre inférieur.

Le malade sera placé en decubitus dorsal.

Nous présenterons en coincidence de l'axe coxo-fémoral notre compas d'angle (fig. 9). Un assistant notera avec un chronomètre les temps utilisés pour l'accomplissement des mouvements, et inscrira, sous notre dictée, les angulations successives.

Puis, le malade lèvera le membre, autant de fois qu'il le pourra, à l'amplitude maxima et sans repos.

La branche mobile du compas aura été fixée sur le malade lui-même, et il suffira à l'observateur de lire les angulations d'amplitude successives.

L'assistant et l'observateur ayant recueilli les angulations et les temps, on construira une courbe dont les ordonnées, espacées suivant les temps, seront proportionnées aux écarts obtenus, lesquels sont eux-mêmes proportionnels aux travaux exécutés.

On lit donc, de cette façon, le travail décroissant du groupe musculaire évalué en kilogrammètres ou dérivés du kilogrammètre, et les temps écoulés pour chacun des mouvements, étudiés en secondes.

Plusieurs épreuves pourront être faites après des périodes de repos, et les résultats comparés entre eux, grâce aux courbes, permettront de suivre, graphiquement, les modifications du travail musculaire.

COURBE D'ÉPUISEMENT MUSCULAIRE

Nom .....

Fiche N°

Groupe musculaire

Date

Légende : F (action dynamométrique) = 4 kgs | L : Longueur du membre (levier) = 0,80 c/m | T : Travail musculaire = F x c

Angle décrit	TEMPS	Variations du Travail

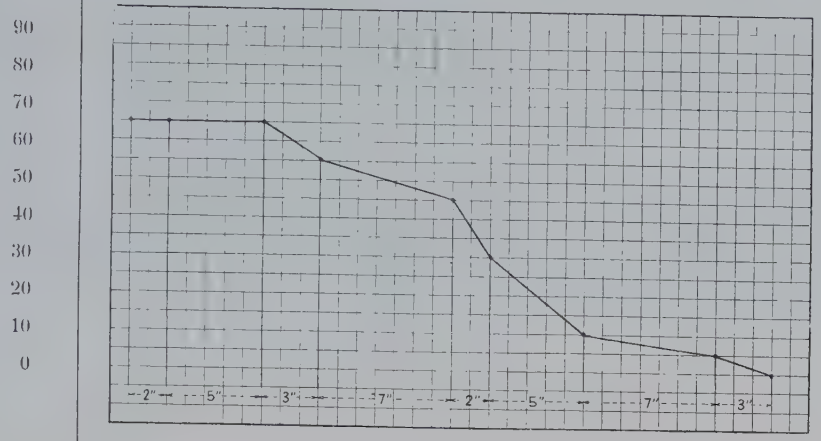


Fig. 7

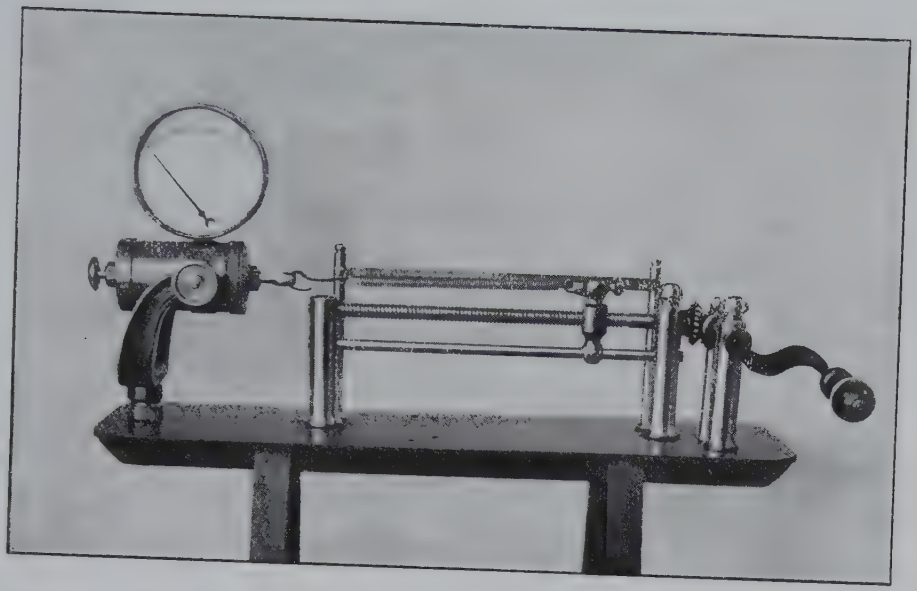


Fig. 8

D. — *Musculomètre artificiel.*

Cet appareil se compose essentiellement (fig. 8) :

a) D'un dynamomètre Amyot ;

b) D'une vis sans fin, sur laquelle se meut un écrou auquel s'adapte l'une des extrémités du ressort calculé ;

c) D'une manivelle et d'un couple de pignons d'angles, qui commandent la vis ;

d) D'une règle graduée devant laquelle se déplace le ressort à étalonner.

Utilisation :

Supposons que nous désirions établir un muscle artificiel donnant une force de 3 kilogrammes, et dont la longueur soit de 10 centimètres environ.

Nous attachons le ressort d'une part au dynamomètre et d'autre part à l'écrou commandé par la vis, devant la règle graduée.

Actionnons cette vis jusqu'à ce que le ressort donne une réaction de 3 kilogrammes. A ce moment nous verrons de combien il s'est allongé, par simple lecture de la règle graduée.

Puis, prenant une jauge micrométrique, nous nous assurerons de l'écartement des spires, lequel ne devra pas dépasser les limites permises, soit pratiquement 1/7 du diamètre de la spire.

Si cet écart est normal, nous estimerons que le ressort choisi répond bien aux conditions de section de fil, de mandrinage, de résistance d'acier voulues.

Nous connaîtrons par la lecture de la règle graduée l'allongement total du ressort et nous dirons que ce ressort de 18 centimètres sera susceptible de produire un effort de 3 kilogrammes avec un allongement x.

Il suffira d'adapter ce muscle artificiel aux besoins du malade en se plaçant dans des conditions identiques, ainsi que nous le verrons plus loin.

E. — *Compas d'angle*

La mesure d'un angle décrit par deux segments humains peut apparaître de réalisation facile.

Il n'en est rien, si l'on n'a à sa disposition que les compas d'angle que l'on trouve actuellement dans le commerce. En effet, si nous voulons prendre

l'angle inscrit par la cuisse sur le bassin, par exemple, il faut appliquer l'axe du compas en coïncidence parfaite avec l'articulation coxo-fémorale, s'assurer que les branches sont parallèles à l'axe longitudinal du membre, enfin suivre le mouvement décrit par la cuisse, tout en respectant l'exactitude des repères d'axe et de parallélisme.

Pour mener à bien cette recherche, le compas doit laisser à l'observateur la liberté de ses mains.

L'instrument que nous avons réalisé se compose (fig. 9) de 2 branches d'acier articulées l'une sur l'autre et dont l'axe est lui-même constitué par une douille à travers laquelle passe le moyeu fileté.

Deux écrous immobilisent l'ensemble dans une coulisse à embase lourde et solide, ce qui permet de situer le compas, à proprement parler, à une hauteur déterminée, dans la lumière de la coulisse.

L'axe que nous avons dit « douille » laisse passer un index, de diamètre approprié à son alésage.

Sur la branche inférieure du compas est fixé le rapporteur.

Utilisation. — Le malade étant placé au repos, le compas sera approché de lui, et placé au niveau de l'articulation dont on veut connaître l'angulation.

L'index coulissant viendra au contact de l'articulation, et assurera, de cette façon, la coïncidence parfaite entre l'axe humain et l'axe mécanique.

La branche inférieure du compas sera présentée et réglée suivant la direction axiale-longitudinale du membre fixe, et la branche supérieure, réglée de même façon pour le membre mobile.

Ainsi disposé, le compas est libre. Pour relever un angle, il suffira de maintenir d'une main l'embase sur la table ou le support sur lequel on l'aura installé, et, de l'autre main, d'accompagner avec la branche mobile la déviation du membre.

L'indication de l'axe décrit sera de cette façon rigoureusement exacte.

DE QUELQUES DISPOSITIFS MÉCANIQUES D'APPAREILLAGE

1. Came.
2. Verrou progressif.
3. Axe oscillant, dit « oignon ».
4. Rotule fendue.

1. — *Came*

Les paralytiques sont maintenus dans leurs rapports segmentaires, par des gaines articulées entre elles, et immobilisées à la demande, par des verrous.

Si, pour la simplification de l'exposé, nous ramenons ces verrous au type d'une serrure par exemple, nous dirons que le degré du coincement du pène dans la gâche du verrou sera fonction du poids du corps ou du segment du corps du paralytique. Il se peut donc que, dans certains cas, ce coincement soit si intense qu'il serait impossible de dégager le pène, sans l'aide d'un outil ou d'un levier, gênant, et souvent impratiquable sous les vêtements. Mais si le pène du verrou est soumis à la révolution d'une came, il sera possible de réduire considérablement l'effort, par l'établissement judicieux d'une courbe démultiplicatrice. C'est ainsi que nous parvenons à établir des verrous calculés pour résister à un effort de 150 kilogrammes, sans jeu, et de maniement facile.

Une « came » est un organe qui, comme un excentrique, est monté sur un arbre, et transforme le mouvement circulaire continu de cet arbre en un mouvement rectiligne alternatif, imprimé à une tige qui est appuyée contre la came. Cette tige est guidée par une glissière, des galets ou tout autre mode d'accompagnement.

La came est constituée par une plaque métallique, dont le profil est taillé en vue d'obtenir dans le mouvement rectiligne des phases d'accélération, de ralentissement, voire de repos, suivant les besoins de l'appareillage.

Selon que l'on désire obtenir un mouvement de nature déterminée, on utilise un mode de came particulier. C'est ainsi que l'on distingue la came « en cœur », pour obtenir un mouvement alternatif uniforme, la came « à intermittences », pour obtenir des périodes de repos, la came « Morin » pour obtenir un mouvement accéléré, suivi d'un mouvement retardé, etc...

Traçons un axe horizontal CD (fig. 10 A).

A chaque extrémité, menons une perpendiculaire égale au rayon de l'arbre, soit CA et DB.

Nous divisons la circonférence et la droite CD en autant de parties égales qu'il nous semble désirable pour obtenir un profil précis, 12 par exemple. Nous portons en « ordonnées » les écarts que nous voulons provoquer successivement dans les intervalles égaux que nous avons établis, dans la rotation de la came, et nous réunissons les extrémités par une courbe qui est dite « courbe des espaces ».

La variation des ordonnées sera d'autant plus faible et la courbe montera ou descendra d'autant plus lentement, que l'on voudra un mouvement plus ou moins rapide, qui correspondra à une force moindre ou plus grande et inversement.

On n'a plus qu'à porter sur les rayons les longueurs correspondantes des ordonnées, et réunir les extrémités par une courbe continue, pour obtenir le tracé de la came (fig. 10 B.)

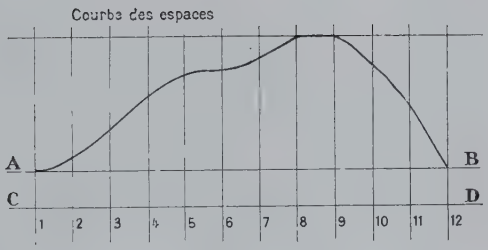
Ainsi donc, suivant l'effort à donner pour vaincre le coincement du pène dans la gâche, on donnera à la came un profil en conséquence. Autrement dit, on établira une came au 1/8^{e}, au 1/20^{e}, au 1/50^{e}, etc. à la demande, avec la progression que l'on aura calculée, pour l'utilisation la meilleure de la démultiplication de l'effort à produire.

2. *Verrou progressif*

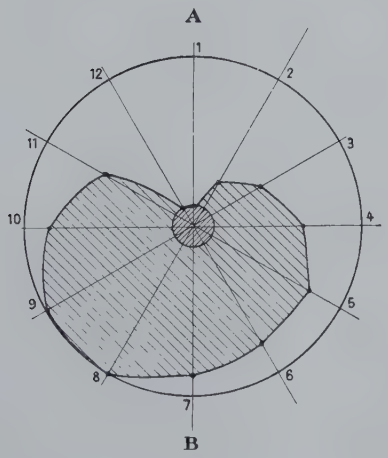
La plupart des malades qui nous sont présentés, le sont trop tard.

Les attitudes vicieuses se sont consolidées, les rétractions tendineuses se sont fixées, et le paralytique n'est plus récupérable en l'état. Comme il faut absolument réduire, dans la plus large mesure, ces déformations, de façon à établir une ligne de gravité conforme aux exigences de l'équilibre statique, il s'ensuit que beaucoup de ces malades doivent suivre des traitements préalables, en vue de la réduction ou du redressement de leur difformité, avant qu'il soit question de procéder à l'étude de l'appareillage définitif.

Cependant, il arrive fréquemment que les angulations segmentaires déterminées par les rétractions tendineuses, par exemple, peuvent céder, dans une large mesure, sous l'action d'un redressement énergique. Sans attendre la correction complète, nous appareillons ces malades et nous installons aux points articulaires, des verrous dits «progressifs». Ces dispositifs mécaniques


Courbe des espaces
A
B
C
D
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12

(A)


A
1
2
3
4
5
6
7
8
9
10
11
12
B

(B)

Fig. 10

travaillent à la correction, tout en permettant le port et l'utilisation pratique des appareils.

Grâce à la came dont nous savons calculer l'effort, ces verrous qui sont serrés d'une façon considérable, puisque le rapport du pène et de la gâche est réglé pour une angulation *forcée* du membre, peuvent être ouverts sans effort lorsqu'on veut libérer le membre de l'action, et ne pourraient l'être sans elle.

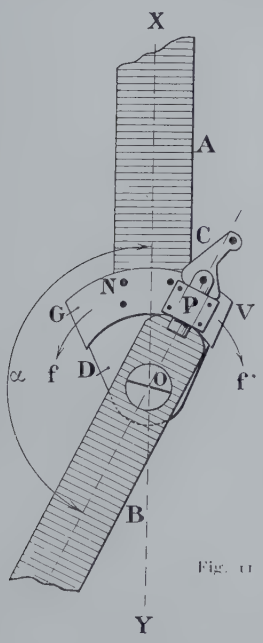


Fig. 11

Description (fig. 11). — Cet appareil se compose d'un secteur D, fixé en O par l'axe même des deux armatures A et B qui travaillent l'une sur l'autre et en N par quatre vis qui sont fixées dans les trous filetés destinés à recevoir plus tard les vis du verrou définitif.

Sur le bord supérieur du secteur D, et solidaire de lui, se trouve fixée une plaque en arcle de cercle C. Cette plaque supporte le verrou V à pène P. L'orientation du verrou selon f/f' est *ad libitum*. Le verrou est fixé sur la plaque C par quatre vis.

On comprend que suivant les besoins d'angulation des pièces segmentaires A et B, on fera varier l'orientation du verrou progressivement, jusqu'à ce que celui-ci vienne dans le prolongement de l'axe XY. A ce moment il suffira de supprimer la pièce D et sa contre-plaque G et de fixer le verrou V à sa place définitive en utilisant, pour ce faire, les quatre trous filetés N qui lui sont destinés.

Ainsi donc, au fur et à mesure du redressement de l'attitude vicieuse, on pourra faire varier l'angulation du verrou progressif, tout en permettant au malade de commencer sa réadaptation fonctionnelle, et de s'accoutumer à sa rééducation.

3. *Axe oscillant dit « Oignon » (fig. 12).*

Les articulations humaines ne tournent pas rigoureusement autout d'un point.

En réalité, les surfaces articulaires travaillent les unes sur les autres suivant des axes successifs, et décrivent des diagrammes très variés. Si nous prenons comme exemple, l'articulation du genou, nous voyons que la révolution des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux se fait selon une courbe décrite par la succession des centres de rotation des condyles. Le diagramme ainsi obtenu rappelle assez bien celui d'un hameçon.

Il s'en suit que l'oscillation d'un segment de membre par rapport à son voisin, ne peut pas théoriquement être remplacée par une articulation mécanique ordinaire.

Il est nécessaire dans certains cas de se rapprocher autant que faire se peut, du diagramme de ce mouvement à angulations multiples et successives.

Le dispositif mécanique que nous employons pour reproduire artificiellement ce tracé, est constitué par un disque à pivot et dont les bords sont de moindre épaisseur que la profondeur de la cuve qui le reçoit. Il s'ensuit que le disque peut osciller autour de son pivot sans quitter son logement et que l'angulation de sa tige est réglée par la différence de portée du disque. Nous avons ainsi une articulation en tous plans, donnant, en plus, un mouvement circulaire à amplitude variable. Autrement dit, il devient possible de décrire une courbe, se rapprochant de celle que décrivent les jeux successifs des surfaces articulaires, de voussoirs juxtaposés, tout en conservant un point d'embase unique.

4. *Rotule fendue (fig. 13 et 14).*

Ce petit dispositif se compose d'une rotule travaillant dans sa genouillère à l'instar de toutes autres rotules. Mais ce qui la caractérise c'est que nous l'avons fendue dans son diamètre vertical, déterminant ainsi deux hémirotules pouvant travailler l'une sur l'autre, et indépendamment l'une de l'autre, selon un plan perpendiculaire au diamètre horizontal et quelle que soit l'orientation de la rotule.

De plus si l'on vient à pratiquer une coupe en forme de secteur à droite

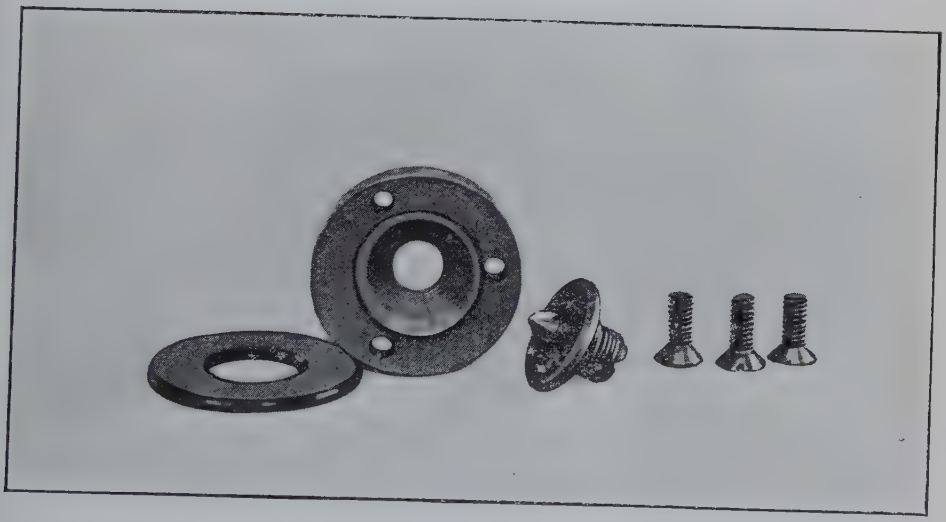
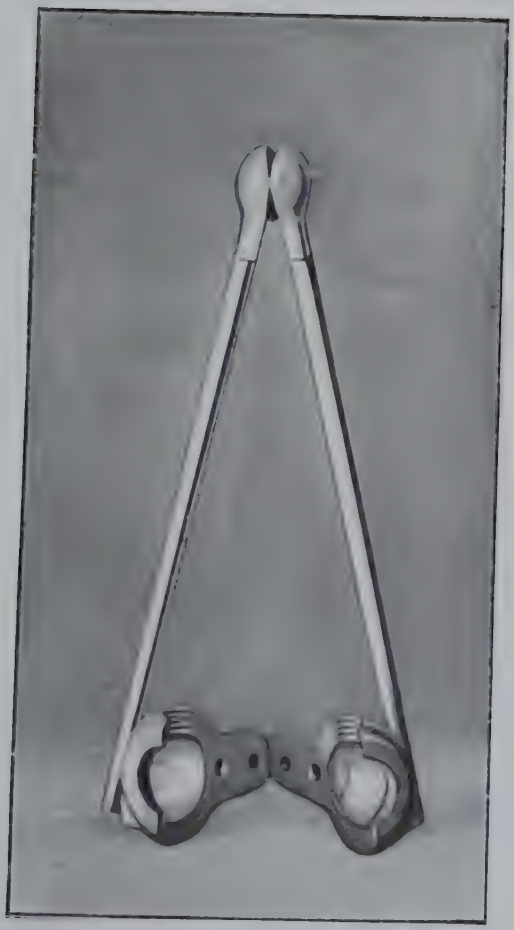


Fig. 12

BOSTON MEDICAL
AUG 8 - 1928
LIBRARY



et à gauche de la verticale, et sans dépasser la rayon, on permet aux deux hémirotules de décrire un mouvement de déviation, proportionné à l'angle du secteur.

Supposons deux tiges T et F fixées aux hémirotules et nous aurons deux bras de levier pouvant s'orienter en abduction et en plan antéro-postérieur, mais bloqués en adduction.

Autrement dit, si nous supposons R placé au niveau de la région pubienne, T et F à la face interne des deux cuissards à la condition qu'ils soient fixés selon un angle à choisir, nous voyons que les membres inférieurs seront fatalement immobilisés en abduction. Ils ne pourront pas venir en adduction puisque, si A peut venir en B, C reste accolé à D. Le mouvement de flexion des cuisses sur le bassin restera cependant libre.

L'exemple d'utilisation que nous donnons de cette rotule n'est qu'un aspect des services qu'elle peut rendre en récupération fonctionnelle.

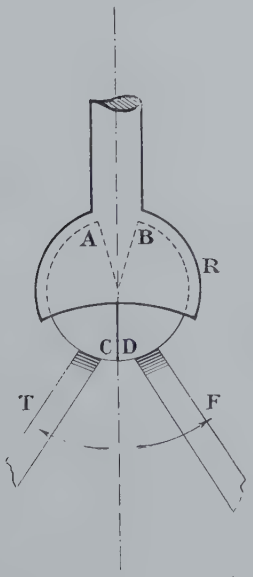


Fig. 14

ÉVALUATION PAR LA MÉTHODE GRAPHIQUE DES EFFORTS EXERCÉS SUR LES ARMATURES DES APPAREILS

A la description de quelques-uns de ces dispositifs mécaniques utilisés le plus communément en Récupération fonctionnelle, nous devons ajouter quelques lignes au sujet des efforts développés au niveau des armatures métalliques, qui constituent le squelette des appareillages. La question de la résistance des matériaux est fonction de la grandeur des efforts. On trouvera dans les ouvrages de mécanique des tables de coefficients de résistance pour des épaisseurs données, pour des profils, des qualités, des teneurs en carbone...

Les efforts exercés en certains points des armatures, peuvent être très importants. Ils sont en relation directe avec le poids du malade, auquel il faut ajouter la valeur des efforts cinétiques, déterminés par les attitudes en porte à faux des sujets. C'est ainsi que dans la montée d'un escalier, dans la marche même que nous décrirons plus loin, il se produit des efforts de compression, de traction, de flexion, de torsion, qu'il est bien difficile d'évaluer avec précision. Cependant, il faut tenter d'approcher autant que possible de ces réalités.

A titre d'exemple, essayons d'établir le calcul des efforts principaux, exercés sur la partie pontée de l'articulation coxo-fémorale (fig. 15).

Au point de vue mécanique, l'armature comprend une tige A B, portant sur le sol, et se coudant pour former le profil A B C D. Une jambe de force va de C en O.

Le cas le plus défavorable est celui où le poids du corps porte tout entier sur l'extrémité. C.

Nous adoptons, aprés mesures, 50 kilogrammes, comme poids moyen du tronc ; nous le figurons par un vecteur C P de longueur de 25 millimètres (adoptant, comme convention générale, qu'une longueur de 1 millimètre correspondra à 2 kilogrammes). (1).

(1). Pour adapter le dessin au format de l'ouvrage, il a fallu le réduire de moitié. Mais, pour les mesures pratiques, il conviendra d'opérer avec l'échelle non réduite.

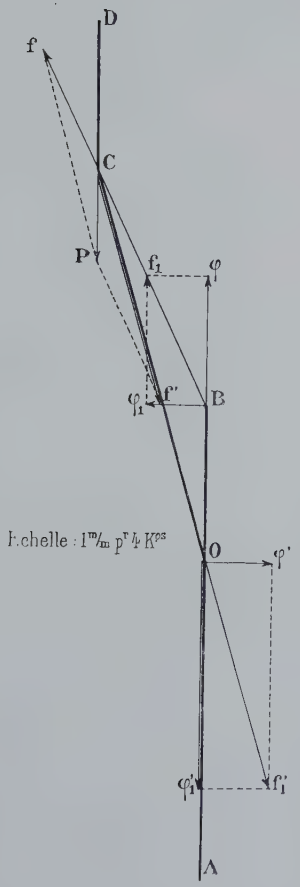


Fig. 15

Pour arriver à l'évaluation des forces s'exerçant sur la barre et, par suite, des résistances à leur donner, nous opérons de la façon suivante :

L'effort qui s'exerce en C doit se répartir entre les barres C B et C O qui réagissent chacune suivant sa direction.

Appliquant la règle du parallélogramme, nous décomposons la force en deux composantes :

l'une C f suivant la direction B C (on voit que c'est un traction) ;

l'autre C f' suivant la direction C O (on voit que c'est une compression ; trait renforcé).

Leurs grandeurs seront obtenues en mesurant les secteurs qui les représentent :

C f = 35 mm. correspond à 70 kgs.
C f' = 60 mm. correspond à 120 kgs.

Ces forces composantes se transmettent de proche en proche, dans toute la longueur de l'armature :

1° f jusqu'en B où nous la décomposons en deux forces :

l'une B φ, verticale de bas en haut, suivant la direction de la tige A B, longueur 35 millimètres correspondant à 70 kilogrammes ;

l'autre B φ', perpendiculaire à la première et exerçant sur la tige A B une force de longueur de 17 millimètres, soit 34 kilogrammes, qui donne un effort de flexion dont il faudra tenir compte.

2° f' jusqu'en O où nous la représentons par O f' = C f ; et nous décomposons cette force O f' en deux composantes :

l'une O φ_1', de haut en bas, suivant la direction de la tige A B,

l'autre, perpendiculaire à la première O φ', détruite par l'attache solide sur l'engainement du malade.

B φ = 35 mm. O φ'_1 = 60 mm.

A ces deux forces verticales et de sens contraire équivaut une force verticale, égale à leur différence et ayant le sens de la plus grande, qui est de haut en bas :

O φ_1' — B φ = 60 — 35 = 25 mm., soit 50 kgs.

En somme, tout se passe pour la tige verticale A B comme si le poids du tronc était appliqué directement en B.

*
* *

Quant aux *efforts de torsion*, leurs effets seront particulièrement à redouter au niveau des articulations mêmes, du fait que les matériaux de support sont diminués de résistance en ces points, à cause de l'alésage des axes.

Nous savons que le *moment de torsion* est le produit de l'intensité de la force, appliquée en un point donné, multiplié par la longueur du bras de levier, c'est-à-dire sa distance à l'axe de la pièce.

$$M = F.OA \quad \text{(fig. 16)}$$

Il importe donc que les charges et les moments de torsion soient notablement inférieurs à la résistance pratique des matériaux employés.

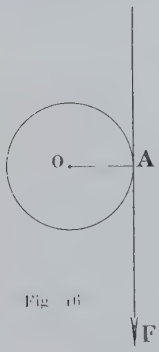


Fig. 16

En mécanique industrielle, du reste, on travaille selon les conditions suivantes :

Supposons par exemple, que l'on se trouve en présence d'une pièce mécanique dont la « charge de rupture » soit de 4 kilogrammes par millimètre carré, et dont la limite d'élasticité, c'est-à-dire le moment où la pièce commencera à se déformer durablement, soit de 2 kilogrammes. La charge pratiquement exercée sur la pièce, dite « charge de sécurité », sera de 600 grammes, soit environ le 1/7e de la charge de rupture.

Les calculs sont donc nécessaires, et il serait dangereux de se fier au simple flair de mécanicien pour choisir les épaisseurs et les qualités d'acier à employer : on risquerait en agissant ainsi par empirisme, ou de prendre par précaution des armatures trop lourdes — et la résistance est fonction du poids — ou de tomber dans l'excès opposé, et de choisir des supports trop légers et inssuffisamment solides.

CALCUL DES SECTIONS A DONNER AUX ARMATURES

Désignant par F kgs, l'effort à supporter, par S millimètres carrés la section, par R le coefficient de sécurité qui dépend de la nature du support, on a l'équation :

$$F = R.S \qquad (A)$$

d'où l'on tire $$S = \frac{F}{R}$$

Pour l'acier doux que nous employons le plus communément, R = 9

f traction sur CB = 70 kilogrammes (fig. 15) $S = \frac{70}{9} = 8$ m

f' compression sur CO = 110 kilogrammes $S = \frac{110}{9} = 12$ mmq.

Résultante verticale sur BA = 25 kilogrammes $S = \frac{25}{9} = 3$ mmq.

Mais elle subit, en outre, une force de flexion B φ_1 de 34 kilogrammes portant sur une longueur considérable, ce qui nous oblige à renforcer notablement la section de AB.

D'autre part, la charge du corps ne s'exerce pas toujours au point C, elle se déplace de C en B, parfois même au-delà. A chaque déplacement de la force correspond un travail, en outre des efforts et des flexions qui fatiguent les pièces. Il se produit aussi de faibles trépidations auxquelles il faut parer par une plus grande résistance. D'où nécessité de prévoir des sections plus considérables que les résultats de la théorie. D'ailleurs les constructeurs les dépassent toujours de beaucoup, car la texture des aciers n'est jamais parfaite, leur résistance peut donc tomber au-dessous du coefficient théorique. Aussi prenons-nous des aciers de section allant jusqu'à 60 millimètres carrés.

D'autre part en raison de l'interdépendance des trois segments de l'armature, il nous paraît prudent de leur donner à tous la section la plus forte.

En résumé, pour établir un projet d'appareillage, on devra tracer une

épure en profil, évaluer d'après notre tableau (1) le poids de la portion du corps qui porte sur les armatures, marquer le point ou, suivant les cas, les points où il agit, adopter une échelle permettant de figurer les forces par des longueurs, enfin opérer par décomposition ou composition des forces, pour tout ramener à des forces, compensées par des résistances certaines.

Ainsi nous éliminons tout calcul.

L'appareilleur qui veut se rendre compte des matériaux à employer, n'aura qu'à mesurer sur la figure, qu'il aura construite suivant nos indications, les longueurs, en millimètres, des lignes droites qui représentent les forces, multiplier ces longueurs par deux pour obtenir la valeur en kilogrammes, enfin appliquer la formule (A) ou consulter les albums d'usines pour trouver la section de sécurité.

---

(1). Nous avons pu établir expérimentalement le poids de chacun des segments du corps, proportionnellement au poids total :

C'est ainsi que chez un homme de 1 m. 75 pesant 80 kilogrammes, nous trouvons :

Tête et cou	1/10e 1/2	ou	12	kilogrammes
Tronc	6/10e	ou	48	—
Membres inférieurs	1/10e 1/2	ou	12	—
Membres supérieurs	1/10e	ou	8	—
ce qui nous donne pour F un poids total de			80	kilogrammes

EFFET D'UNE CHARGE S'EXERÇANT OBLIQUEMENT SUR UN AXE

Dans la station verticale, le poids du corps porte tout entier directement sur les axes humains.

Dans les modifications d'attitude, par exemple pendant la marche, la charge s'exerce obliquement sur les axes.

Il en est de même dans certains cas de malformations ou de difformités, ce qui crée l'obligation de connaître exactement les efforts anormaux que les axes auront à supporter de ce fait.

Et comme l'appareillage bien compris devra résister à ces charges, il est nécessaire d'évaluer les résistances qui doivent être opposées à ces efforts.

Prenons comme type d'étude celle qui s'exerce sur l'articulation du genou dans un cas de genu recurvatum (arthropatie tabétique).

Calculons (fig. 17) la charge qui s'exerce sur l'axe articulaire mécanique dans ces conditions.

Si nous considérons la force verticale P, s'exerçant au point M, et que nous décomposions cette force, nous obtiendrons une composante normale à la direction du corps M G, passant par le point G, est une composante M C'.

Nous voyons que la composante MG' > MC'.

Evaluons numériquement les intensités de ces composantes :

Nous savons par l'addition du poids des différents segments du corps, que pour un individu pesant 80 kilogrammes, par exemple, la charge au niveau du point M, sera les 7/10^{e} du poids total, ou 56 kilogrammes.

$$G = 20^{o}$$
$$G = P. \cos \alpha.$$
$$C' = P. \sin. \alpha$$
$$\text{Cos}\, \alpha = 0{,}94.$$
$$G = 56 \text{ kgs} \times 0{,}94 = 52 \text{ kgs}.$$

Autrement dit, la force statique exercée sur l'articulation du genou G pour un homme de 80 kilogrammes sera de 52 kilogrammes.

Il faudra donc établir une articulation mécanique susceptible de supporter une charge égale à 7 fois cette valeur, proportion généralement admise en charpente.

Connaissant la valeur de G, il est intéressant de savoir la valeur de la composante C', force de traction appliquée au point M :

$$C' = P. \sin. \alpha$$
$$\text{Sin}\, \alpha = 0{,}34$$
$$C' = 56 \times 0{,}34 = 19 \text{ kgs}.$$

Ce qui veut dire que le point M sera entraîné vers R d'une force de 19 kilogrammes.

Le malade sollicité par la force C' tomberait donc en avant d'une force de 19 kilogrammes : on l'en empêchera en le faisant s'appuyer sur deux cannes, ce qui augmentera le polygone de sustentation.

Le poids se trouvera, dès lors, réparti sur 3 points. La charge sur M va diminuer progressivement ; mais ce qui nous intéresse c'est sa valeur maxima.

D'autre part, il a tendance à « s'asseoir » sur l'articulation G, sous une poussée oblique de bas en haut de 52 kilogrammes. (G).

Nous décomposons cette poussée en deux forces F' et D. :

D selon la direcion axiale de la jambe.

F' perpendiculaire à D.

$$D = 52 \text{ kgs} \times \cos \beta$$
$$F' = 52 \text{ kgs} \times \sin \beta$$

On se rend compte de la poussée (f) exercée sur les malléoles !

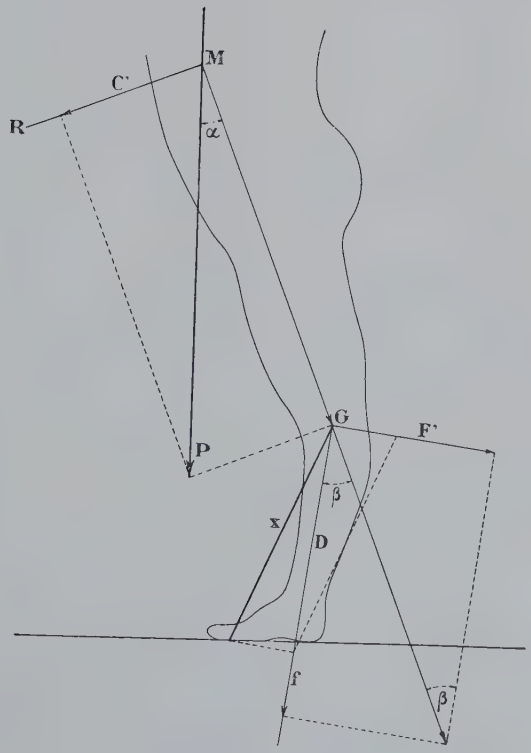


Fig. 17

Quant à F′, qui déterminerait l'hyperextension du genou, on devra le compenser par une tige rigide *x* insérée en G et aboutissant au 1/4 antérieur du pied, dans laquelle se développera une force de traction.

Il y aura équilibre si cette force *x* donne avec F′ une résultante suivant G D, ligne résistante.

Prenons un autre exemple :

Comment évaluer la charge du corps supportée par l'axe bi-malléolaire pendant la marche, du moment du « simple appui » à celui de la prise de contact au sol.

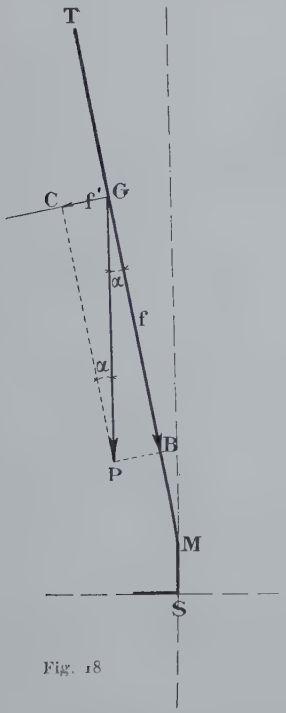


Fig. 18

Au moment du simple appui, le poids du corps porte totalement sur l'axe malléolaire, mais au moment de l'inclinaison en avant, la charge sur les malléoles diminue, comme il est indiqué sur la figure 18. Mais, aussi, il se produit une rotation de la charge entière sur l'axe.

Si nous nous reportons à la figure, nous voyons que la droite T M représente le corps dans le temps de la propulsion, M S étant la distance des malléoles au sol.

L'inclinaison de T M sera de 15° par exemple. Le poids du corps P s'exerce en son centre de gravité G.

Décomposons cette force P en 2 forces : f suivant la direction du membre, f′ suivant une direction perpendiculaire. Celle ci tend à faire tomber le corps en avant, l'autre se transmettant tout le long du membre rigide détermine une poussée sur la malléole M.

Pour évaluer ces deux composantes f et f′ appliquons les règles du triangle rectangle, à savoir que, dans tout triangle rectangle, un côté de l'angle droit est égal à l'hypothénuse multipliée par le sinus de l'angle

opposé ou par le cosinus de l'angle adjacent, et nous aurons, pour une inclinaison de 15° et un poids P = 80 kilogrammes:

$$\begin{aligned} GB &= f \\ f &= P.\ \cos \alpha \\ &= 80 \times 0{,}966 = 77\ \text{kg. } 28 \\ GC &= f' \\ f' &= P.\ \sin \alpha \\ &= 80 \times 0{,}259 \\ &= 20\ \text{kg. } 72 \end{aligned}$$

On comprend par là combien il est nécessaire pour tous les praticiens de posséder ces connaissances élémentaires. Il n'est pas sans intérêt, en effet, de savoir à quelle charge on va soumettre une articulation malade ou en voie de consolidation, en dehors de toute question de spécialisation, comme est la nôtre, pour des articulations mal formées ou déviées, pieds bots etc...

Ainsi que nous le voyons le calcul est simple dans le cas présent. Il n'en pas toujours ainsi. Mais l'appareilleur agira toujours sagement, en tenant un large compte des forces additionnelles s'exerçant en un point de flexion, en dehors de celles qui apparaissent clairement au moment de l'étude du projet d'appareillage.

Elles ne peuvent être aperçues, en effet, qu'à l'occasion de la réadaptation fonctionnelle du paralytique et des attitudes statiques qu'il prendra pour compenser des équilibres segmentaires anormaux.

Avant toutes choses, il faut assurer la résistance et la solidité de l'appareil. Elles sont fonction de son poids qui, par conséquent, se trouve imposé d'une manière absolue. Il est donc nécessaire que le malade s'en rende compte et s'y prête.

Au reste, si un appareil porté à bout de bras peut paraître d'un poids excessif, il devient une charge légère pour chaque point du corps qui le reçoit, quand elle est répartie sur toute une surface portante.

L'APPAREILLAGE
EST UN TRAITEMENT

Nombreux sont encore les malades à préjugés, quant à la question d'appareillage. C'est ainsi que nous entendons fréquemment dire que les appareils « écorchent sous les bras », font « maigrir les muscles », etc...

La mauvaise qualité des appareils courants d'orthopédie et de prothèse, l'absence habituelle de la compréhension des besoins du déficient, ont créé dans l'esprit du public une regrettable méfiance à l'égard des appareillages.

Nous ne reviendrons pas sur le rôle du médecin dans la question de la récupération fonctionnelle des paralytiques, mais déplorons une fois de plus, de voir à nos consultations d'inavouables appareils de prothèse, achetés chez le premier bandagiste venu, sans le moindre controle médical !

Lorsqu'il s'agit d'un grand paralytique, immobilisé de longue date, aucune hésitation n'est permise et la seule chance à tenter pour sa récupération ètant l'appareillage, les idées préconçues disparaissent devant l'absolue néecssité.

Mais quand les parents se trouvent en présence d'une déficience partielle ou même d'une impotence totale de date récente, leur mentalité est toute différente. La crainte superstitieuse des appareils domine tout, et les traitements les plus bizarres et les moins raisonnés seront essayés inlassablement.

Si les muscles ont conservé quelque potentiel moteur, si le malade semble progresser régulièrement, il est du devoir de tous, de demander aux agents thérapeutiques normaux leurs moindres ressources. Les massages, la gymnastique raisonnée et judicieusement conduite, les différents modes d'électrisation, sont de précieux adjuvants de récupération autonome. Mais quand il s'agit d'un paralytique consolidé, ces actions thérapeutiques sont illusoires et même dangereuses.

Nous disons dangereuses. En effet, sous couvert de leur application, le malade perd son temps et prend insensiblement des attitudes vicieuses, les fixe, les consolide, sous forme de rétractions tendineuses, de déformations osseuses même, devant lesquelles nous sommes parfois impuissants. Si les malades avaient été mieux avisés et avaient eu recours, en temps utile, à un appareillage sérieux, ces freinages ne se seraient pas installés.

Quant aux déficients, *en période de physiothérapie*, rien ne s'oppose à ce que leurs membres soient contenus et maintenus en attitude correcte dans un appareillage. L'action thérapeutique ne peut qu'en retirer des avantages. *Au fur et à mesure des modifications heureuses dûes au traitement, les dispositifs mécaniques de correction seront, eux aussi, modifiés pour ne laisser subsister que le nécessaire à la correction de la déficience restante.*

Mais si ces essais viennent à échouer, le paralytique n'aura du moins pas pris d'attitude vicieuse et sa récupération ne sera pas compromise.

Quelque soit donc la façon dont nous devons envisager la question de l'appareillage, nous voyons qu'il agit toujours comme un agent de traitement.

Ajoutons cet argument supplémentaire : à savoir que nous sommes toujours obligé de « reprendre » les appareillages des grands paralytiques au bout de quelques mois d'utilisation. On remarque en effet d'une façon constante, que sous l'action continue des différents modes de correction, le corps s'est notablement transformé en ses attitudes difformes. Les contractures de compensation, certaines rétractions légères, certaines déformations squelettiques même, sont transformées ou diminuées.

C'est donc que l'appareillage a joué un rôle véritablement correcteur, au point qu'il nous arrive parfois de retrouver un potentiel suffisant pour restreindre et parfois même supprimer tout ou partie d'un segment important d'appareillage.

La conclusion est donc qu'il faut toujours appareiller d'une façon précoce, à la condition de suivre les progrès du malade, de surveiller l'adaptation des appareils, selon les transformations que l'on observe.

LES APPAREILS
DE RÉCUPÉRATION FONCTIONNELLE

Des connaissances que nous venons d'acquérir dans les lignes précédentes, tant au point de vue de l'étude mathématique des problèmes statiques et dynamiques que nous présentent les déficiences des paralytiques, qu'à celui des dispositifs mécaniques des appareils et instruments de mesures à employer pour la récupération de leur fonction motrice, il ressort que ces notions fondamentales sont à la base de toute tentative récupératrice, et que s'éloigner de cette méthode scientifique est s'engager d'une façon certaine sur une voie d'insuccès.

Malheureusement, pour raviver ses connaissances oubliées ou tout au moins estompées par le temps, le lecteur, en nous suivant dans ces explications un peu ardues, a dû s'armer d'un certain courage ! Aussi, pensons-nous qu'il s'intéressera davantage, maintenant, à l'examen des résultats obtenus, par l'application de la méthode dont il vient de suivre la présentation.

LES APPAREILLAGES

Nous savons qu'il ne peut exister d'appareillage modèle, à proprement parler, et que, à chaque cas d'impotence, correspond un appareillage particulier.

Cependant, certains principes d'études et de réalisations mécaniques peuvent être communs à des déficiences de même nature, et nous pouvons, pour la clarté de leur exposé, les ramener à deux classes :

1° Les appareillages *partiels*, c'est-à-dire ceux qui s'adressent aux déficitaires partiels.

2° Les appareils *généraux*, c'est-à-dire ceux qui sont nécessaires à la récupération d'impotences totales, tout au moins au point de vue locomoteur.

A. — LES APPAREILLAGES PARTIELS

a) Récupération des muscles antérieurs de la jambe.
b) Récupération des muscles fléchisseurs du membre inférieur.
Le muscle artificiel.
Evaluation métrique du tonus musculaire.
c) Détermination d'un axe artificiel supérieur à l'articulation coxo-fémorale.
d) Déficience des « appendeurs ».

a) **Paralysie des muscles antérieurs de la jambe** (pied ballant).

L'appareil de récupération doit correspondre à :

1° à la chute du pied dans le plan antéro-postérieur ;
2° à la rotation externe du pied.

Le dispositif que nous employons est basé sur le type du « Sabot de Venel » (1).

Il se compose : d'une semelle métallique, épousant la face plantaire du pied,

(1). Dispositif dont nous trouvons des modalités curieuses dans l'ouvrage de Delpech : *Atlas d'Orthomorphie*, 1828, p. 107, Pl. LXXVI.

sur le bord latéral de laquelle est fixé une tige d'acier qui lui est perpendiculaire, et orientée selon l'axe vertical de la malléole.

Si nous supposons le pied en varus equin, par exemple, la semelle, ne quittant pas la face plantaire, sera inclinée de haut en bas et de dehors en dedans, et la tige décrira un angle externe d'autant plus grand que l'inclinaison de la semelle sera plus marquée.

Admettons que le pied soit maintenu solidaire de l'appareil par un procédé d'attache quelconque et nous comprendrons qu'il suffira de ramener la tige parallèlement à l'axe longitudinal de la jambe, pour que la semelle prenne l'attitude de correction demandée.

Pratiquement le rappel de la tige s'obtient par une courroie.

Mais, ainsi réalisé, le sabot de Venel ne peut être qu'un appareil de correction statique. Il devra être modifié selon les considérations que nous allons étudier, pour être utilisé comme appareil de marche.

L'attitude varus equin ne comporte pas seulement une chute du pied et sa rotation en « dedans », mais encore une voussure dorsale sur laquelle il est nécessaire d'insister.

C'est qu'en effet, l'oscillation du pied dans le plan antéro-postérieur est seule possible sans modification des orientations normales.

Si le pied peut osciller dans sa mortaise bi-malléollaire dans le plan frontal, et se placer en talus ou en équin, il ne peut s'orienter *latéralement* sans virer sur son plan vertical. Pour qu'il en soit autrement, il faudrait que les malléoles se dissocient et quittent leur immuabilité aux deux extrémités de leur axe horizontal, passant par le tenon astragale.

Et, puisque ces deux malléoles ne peuvent ni ascensionner, ni descendre, autrement dit quitter le plan horizontal, ne peuvent davantage avancer ni reculer quant au plan frontal, il en résulte que le mouvement de rotation ne pourra se faire que par le jeu des voussoirs tarsiens les uns sur les autres, dont il modifiera les rapports entre eux. Or, ces voussoirs ne sont disposés ni selon le plan frontal, ni selon le plan horizontal.

La ligne des métatarsiens est oblique sur le plan frontal de 20° environ, et sur le plan horizontal de 12° à 15° environ.

En plus, cette dernière orientation représente non une ligne droite,

mais une courbe irrégulière, son apex étant dévié vers l'intérieur du pied. Ce point culminant correspond, en effet, au 2e cuneiforme dont le 2e métatarsien est le prolongement. Cet os devient donc le point d'oscillation verticale, autour duquel le pied va faire son mouvement de rotation pathologique.

La différence de longueur des métatarsiens, le point unique de direction, leur situation respective par rapport au pivot, nécessitent un véritable groupement, un « mouvement tournant sur l'aile », et les derniers s'accolent aux premiers, entraînant la déformation des voussoirs tarsiens.

Ainsi se crée cette attitude complexe : rotation interne, voussure dorsale et déviation latérale.

Au reste, nous avons remarqué que si l'on parvient à corriger convenablement l'attitude vicieuse, dûe à la paralysie des muscles du territoire du sciatique poplité externe, par exemple, la « cambrure » du pied creux est rarement corrigée suffisamment. La rétraction plantaire cède « en retard », et le malade n'est au contact du sol que par une surface insuffisante, la palette antérieure du pied faisant plus ou moins partie de la voussure.

Pratiquement, l'appareil de Venel sera modifié et voici comment on devra réaliser, sauf des cas très « roulés », le dispositif à apporter à la chaussure de marche.

Sur le côté externe de la chaussure, on place une tige, articulée au niveau de la malléole, soit à 7 centimètres du sol, environ, et dont la branche jambière est fixée à une gouttière en aluminium ou en tôle modelée, formant une valve appliquée sur la face postérieure de la jambe. Cette valve venant emboîter le mollet, augmente la surface portante et répartit la pression nécessaire au redressement du pied, sur *n* centimètres carrés, ne faisant supporter à chacun d'eux qu'un effort minimum.

Pour obtenir une solidarité parfaite entre le pied et l'appareil, il n'est pas besoin d'avoir recours à un bandage serré autour de la partie inférieure de la jambe, ainsi qu'il est pratiqué habituellement.

L'adhérence parfaite du pied à la semelle s'obtiendra facilement si l'on veut bien tenir compte des observations suivantes (fig. 19) :

Pour que dans la rotation et la flexion, le pied reste au contact, il est indispensable que les branches de l'étrier s'attachent sur la semelle au point de *tangence calcanéenne*. Cette condition oblige à contrecouder, en arrière de

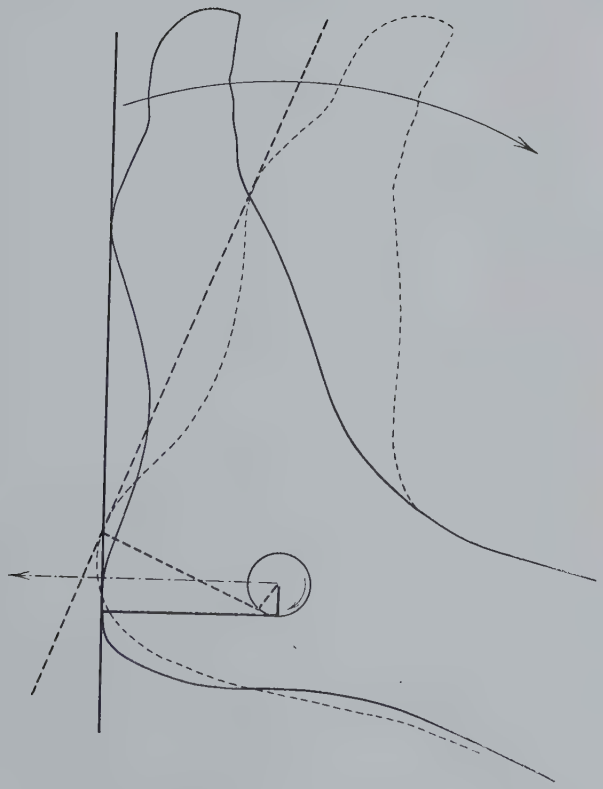


Fig. 19

l'axe malléolaire, les branches de l'étrier. Cette déviation pour un adulte dont les constantes malléolaires sont normales, est de 12 à 15 millimètres. Il est constant, en effet, que la distance de la malléole externe au sol soit de 7 centimètres, et que celle de cette malléole à la verticale tangente au talon, soit de 4 cm. 1/2 à 5 centimètres.

Reste la question de la traction du pied en flexion sur la jambe. Cette action peut être obtenue par une tension bilatérale à ressorts, insérée par son chef inférieur à la partie antérieure du pied à droite et à gauche, et, par son chef supérieur, à la valve mollet. On peut également dans certains cas utiliser l'action d'un ressort spiral, enroulé à la face interne de l'appareil entre les montants de la chaussure et la tige elle-même, en coïncidence d'axe avec la malléole.

Suivant que l'on veut obtenir un effort bilatéral avec prédominance d'action sur une carre ou sur l'autre, ou un simple effort également réparti sur la surface de la semelle, on peut choisir l'un ou l'autre de ces dispositifs (fig. 22).

b) **Paralysie des muscles fléchisseurs du membre inférieur.**

L'appareillage de marche (récupération) d'un hémiplégique par exemple se compose d'une chaussure à sabot de Venel peur corriger l'attitude en varus équin, ainsi que nous venons de le décrire, et d'une musculature artificielle que nous allons étudier.

Si pour chaque insuffisance des commandes musculaires, il faut adopter un système particulier de muscle artificiel, il existe cependant des principes fondamentaux selon lesquels tous les modes de musculatures doivent être établis.

Un membre est paralysé parce qu'il ne reçoit plus son incitation motrice des centres nerveux. Il a cependant conservé ses constituants anatomiques. Nous pourrons donc le remettre en fonction, si nous venons à l'actionner artificiellement par un appareil dont le jeu suppléera à l'influx nerveux déficitaire.

Le segment humain est assimilable à un levier, mobile autour de l'articulation coxo-fémorable O (fig. 20). Nous provoquerons son mouvement par la détente d'un brin à ressort, attaché en A à une ceinture entourant les hanches, d'autre part en B à un collier embrassant l'avant-pied.

Le ressort R est à l'extention pendant la station verticale, le malade étant au double appui. Qu'il vienne à se pencher sur le membre sain et libérer le membre paralytique de son adhérence au sol, celui-ci sera sollicité en avant de l'axe O, par la rétraction du ressort, et prendra une position OI'. L'écart angulaire α aura été réglé par nous à notre volonté, comme nous l'indiquerons plus loin (fig. 21).

Une fois cet écart angulaire atteint, le malade viendra s'appuyer sur le membre propulsé, selon la manœuvre physiologique normale. Et quand le malade aura repris contact avec le sol, le ressort sera à nouveau tendu, ramené à sa longueur primitive d'extention, et tout recommencera.

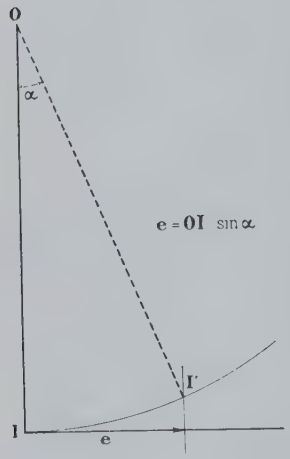


Fig. 21

Cette explication schématique montre que l'appareillage qui consiste en un muscle artificiel est fort simple. Nous allons voir comment on peut l'établir avec une précision mathématique.

Pour ce faire, il faut connaître :

a) l'amplitude que l'on désire donner au mouvement ;

b) l'action dynamomètrique du membre, équivalent à son poids ;

c) la façon de choisir le ressort qui figurera le muscle artificiel de remplacement.

a) *Connaître l'amplitude à donner au mouvement.*

Il est entendu que nous conservons le schéma de l'hémiplégique.

Nous avons appris on trigonométrie que le chemin parcouru par un pendule oscillant autour de son point d'attache, autrement dit l'amplitude du mouvement, était égale à la longueur du levier, multiplier par le sinus de l'angle.

$$e = \sin \alpha \; O\,I$$

Nous pouvons connaître, par une mesure au ruban métrique, la distance du grand trochanter au sol, ou mieux celle de la tête fémorale (pouls fémoral) au sol. Quant à l'angle, c'est celui que le médecin-appareilleur aura choisi.

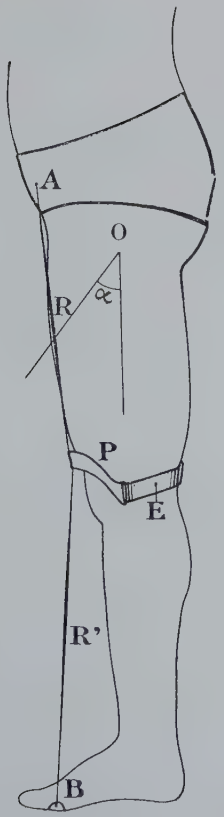


Fig. 20

Dans ces conditions, connaissant les données du problème, nous dirons par exemple :

$$e = \sin 20^{\circ} \times 0{,}80 \text{ cm.}$$
$$\text{ou} \quad e = 0{,}34 \times 0{,}80$$
$$e = 27 \text{ cm.}$$

Le choix de la longueur du pas du malade est fonction de ses moyens d'équilibre, qui, eux, varient avec de multiples causes ; il est donc fort délicat de diagnostiquer cette angulation. D'autre part, le médecin n'a pas toujours sous la main une table des lignes trigonométriques. Pour simplifier ces recherches, nous avons prévu sur notre règle un dispositif qui donne à simple lecture les espaces parcourus par rapport aux angles donnés et réciproquement (Cf. fig. 6).

La première partie du problème est donc facilement résolue.

b) Connaître l'action dynamométrique du membre.

Nous avons vu comment établir avec le dynamomètre Amyot l'équivalence du poids d'un membre. Nous prions le lecteur de bien vouloir s'y reporter (Cf. fig. 2).

c) Choisir le ressort muscle artificiel de remplacement.

A l'occasion de l'étude mathématique du muscle artificiel, nous avons été amené à préciser quelques notions de dynamométrie humaine.

Ce travail, à son tour, nous a fait découvrir un mode *d'évaluation métrique du tonus musculaire.*

Nous pensons qu'il sera intéressant pour le lecteur de suivre les mêmes étapes que nous dans cette étude.

Le principe du muscle artificiel est le suivant :

Si nous fixons à l'extrémité inférieure d'un levier, articulé à son extrémité supérieure, un ressort, antérieur à son axe d'oscillation, et que nous lui donnions une tension *n*, nous voyons qu'il déviera le levier d'une angulation proportionnée à la puissance du ressort et à la résistance même du levier.

Le type de ressort que nous choisissons est le ressort à boudin, dont les variations sont aisées à établir d'après sa longueur, la section du fil employé et le diamètre de ses spires (mandrinage). De plus, l'écartement des spires

et l'allongement total du ressort étant d'observation simple, il est facile de surveiller, d'une part, le travail du ressort, et d'apprécier, d'autre part, l'augmentation de puissance qui est fonction de l'allongement.

La difficulté est de connaître qu'elle sera la force à demander à ce muscle artificiel, pour déterminer un mouvement donné.

Nous allons étudier la façon de préparer et d'établir un ressort-muscle (fig. 4).

Considérons un levier OI, d'abord vertical, animé d'un mouvement de propulsion vers OI′ ; la condition d'équilibre, à l'angulation $IOI' = \alpha$ est qu'il y ait équivalence entre la puissance et la résistance qui l'actionnent.

On traduit mathématiquement cette équivalence, par la condition que les *moments* de ces deux forces par rapport à l'axe de rotation soient égaux. Nous savons que le *moment* d'une force est le produit de l'intensité de cette force par la longueur de la perpendiculaire abaissée de l'axe sur la direction de la force.

Soit F l'intensité d'une résistance verticale appliquée en I′ ; son moment est :

$$F.OH$$

Soit IA, la direction de la puissance, X son intensité ; son moment est :

$$X.\ OK$$

L'équation d'équilibre est alors :

$$F.OH = X.OK$$

d'où

$$X = \frac{F.OH}{OK}$$

X sera le muscle artificiel dont nous cherchons la valeur.

Passons à l'application pratique, et réalisons cette formule par des nombres.

Notre levier est un membre à dévier. La résistance est alors le poids de ce membre, qui ne peut être déterminé sur le vivant, non plus que son point d'application qui est le centre de gravité. Nous tournerons cette difficulté en cherchant une équivalence verticale comme le poids, mais appliquée en I et se transportant en I′ pendant le mouvement. Ce sera la force F.

Soit :

$$F = 3 \text{ kg. } 500$$

Le graphique (fig. 4) nous permet de connaître facilement les bras du levier OH et OK.

En effet si, adoptant une certaine échelle, nous reportons sur un papier millimétrique (1) la longueur du levier OI, qu'il est facile de prendre au ruban métrique, et que nous lui fassions décrire un arc de cercle, d'angulation α, la force constamment verticale F se trouve transportée de I en I′ (fig.4).

Menons du point O, centre d'oscillation du levier, une droite OH, perpendiculaire à la direction I′F′, ce qui nous donne le bras du levier de la résistance.

Supposons OI = 0,87 et = OH = 13.

Quant à OK, nous pourrons également le tracer, puisque nous connaissons la direction de la force de traction X selon I′A. L'angle, φ en effet, est déterminé soit à notre choix, soit par les besoins de l'appareillage. L'attache du filin à ressort est en I′ par son insertion inférieure, elle sera en A par son insertion supérieure, sur la ceinture abdominale du malade, par exemple. Une mesure au compas d'angle, l'axe du compas étant en I′ et les branches selon OI′ et I′Al, donnera φ.

Il suffira également de relever avec un compas, la distance du grand trochanter O, au point d'attache à la ceinture A, et de la reporter sur une règle graduée : on tracera donc I′A sur le papier. Quel que soit le mode employé, on abaissera une perpendiculaire de O sur la direction de la force X, c'est-à-dire sur la droite I′A et on aura OK.

L'épure étant tracée, nous lirons sur notre quadrillage les valeurs différentes, soit :

$$OI = 0{,}87$$
$$OH = 0{,}20$$
$$OK = 0{,}13$$
$$F = 3{,}500$$

Réalisant l'égalité F.OH = X.OK, nous dirons :

$$3{,}500 \times 0{,}20 = X \times 0{,}13$$

(1). Nous renvoyons le lecteur à l'utilisation de la règle Bidou et Canel (fig. 6).

d'où :

$$X = \frac{3{,}500 \times 0{,}20}{0{,}13}$$

$$X = 5 \text{ kg. } 38$$

Ce que nous traduirons en disant :

Pour élever le membre inférieur à une distance telle que le pas inscrit sur le sol soit de 0 m. 20, il faudra une force de traction égale à 5 kg. 38.

Voilà des renseignements bien précis.

Nous choisirons alors dans la gamme de ressorts du commerce, un modèle qui nous apparaîtra, d'après notre expérience, conforme à nos besoins.

Admettons que les tâtonnements soient terminés, et que nous ayons arrêté notre choix sur un ressort de 12 centimètres de longueur, ayant une section de fil d'acier de 1 millimètre, et un diamètre de mandrinage de 12/10es de millimètre.

Il s'agit de savoir de combien il faudra allonger ce ressort pour qu'il fournisse une force de 5 kg. 38, autrement dit, connaître la traction à lui imprimer pour qu'il donne une force de 5 kg. 38.

Pour cela nous utilisons notre musculomètre artificiel ainsi que nous l'avons vu plus haut (Cf. page 37).

L'appareillage complet pour l'emploi du muscle artificiel chez un hémiplégique se compose (fig. 22) : d'une ceinture abdominale à laquelle s'attache une sangle qui s'attache à sa partie inférieure à un palonnier. Sur le parcours de la sangle, par conséquent, sur la face intérieure de la cuisse, on intercalera le muscle à proprement parler.

Des deux branches du palonnier, qui se trouve situé au-dessus du genou, partent deux cordons qui vont s'attacher à la chaussure. Par cet artifice, le malade peut s'asseoir, plier le genou et les deux cordons passant à droite et à gauche de l'articulation ne feront pas « bride » au niveau de la face antérieure du membre. En effet, la distance entre les insertions de la musculature étant plus petite dans l'attitude assise que dans l'attitude debout, celle-ci sera « au mou », quand le malade s'assiéra.

On comprend le mécanisme d'action. Lorsque la musculature est placée sur le malade on tend le ressort d'une quantité telle que l'écart « interspires »

Fig. 22

corresponde à celle que l'on connaît et que l'on sait devoir provoquer une réaction de 3 kilogrammes.

Mais le malade, étant appuyé au sol par les deux pieds, il s'ensuit que son poids réparti est supérieur à la réaction du muscle.

En effet, si nous admettons qu'il pèse 60 kilogrammes par exemple, nous savons que chaque pied répond en pression sur le sol à 30 kilogrammes. Mais si le malade vient à quitter le double appui et se place uniquement sur un pied, à ce moment, le membre non appuyé étant libéré de l'adhérence au sol, sera sollicité par le ressort tendu, agissant à l'instar d'une contraction musculaire. Il le propulsera d'une force égale à 3 kilogrammes et lui fera parcourir, ainsi que nous l'avons déjà démontré, un espace de 27 centimètres.

Le membre étant ainsi porté en avant, il suffira que le malade aille s'y porter pour faire un pas.

*
* *

Mais l'observateur qui connaissait à l'avance les résultats de son calcul, va se trouver singulièrement désappointé en constatant que l'expérience ne confirme pas du tout ses calculs !

A. — Tout d'abord, le levier a été projeté à 0 m. 66 et non à 0 m. 27 ; puis, en retombant, est bien resté à 0 m. 27 d'écart dynamique ; mais la longueur du ressort n'est plus que de 0 m. 14 au lieu de 0 m. 18, mesurés le membre étant verticalement placé au sol.

Que s'est-il donc passé?

Durant le déplacement du levier-membre I vers I', c'est-à-dire durant sa propulsion, le travail de la puissance du muscle artificiel est bien supérieur à celui de la résistance. Aussi, en passant en I', la jambe possède de ce fait une énergie cinétique en vertu de laquelle elle dépasse le point et atteint une distance *n*.

Mais aussitôt, l'action de la pesanteur du levier entre en opposition avec celle de la puissance X. L'une et l'autre tendent naturellement à s'égaliser et équilibrent le levier, qui se fixe à une angulation déterminée, représentée dans le cas de notre exemple par 0 m. 27 de chemin parcouru.

B. — Comment se fait-il que l'écart soit maintenu par le ressort dont la longueur est devenue inférieure à celle que faisait prévoir la théorie?

Ayant détaché le ressort du filin, nous avons cherché avec notre musculomètre à quelle puissance correspondait l'allongement total de 0 m. 14, et l'instrument nous a répondu : 2 kg 500.

Comment interpréter cette différence, quel facteur additionnel est entré en jeu ?

Le corps humain peut être considéré comme le serait une charpente dont les pièces constitutives seraient maintenues et coaptées entre elles par des attaches élastiques puissantes, en action constante. Cette action est, en réalité, le *tonus musculaire*.

Le Docteur Foix avait proposé de définir le tonus musculaire : « *Un état de tension active des muscles, permanente, involontaire, variable dans son intensité, selon les diverses actions syncinétiques ou réflexes, qui la renforcent ou l'annihilent* ».

Or, il est impossible, même par la volonté la plus consciente, de supprimer ce tonus général, pour une partie du corps humain. Il est fonction du système neuro-végétatif et de l'intervention des noyaux gris centraux, centres de la motricité involontaire : et de ce fait, toute la musculature est soumise à cette action coaptatrice. La paralysie flasque d'un membre n'isole même pas ce membre, car, soit par ses attaches, soit par l'action des forces compensatrices exercées sur lui, ce membre participe toujours, plus ou moins, au tonus général, soit directement, soit indirectement ; comme il est à remarquer dans les cas d'hémiplégie, où le malade progresse par l'assistance des groupes compensateurs.

Il s'ensuit que les calculs mathématiques qui sont faits pour un levier libéré de toute action extérieure, « en inertie », ne peuvent être exacts pour un levier humain.

Ils sont cependant de grand intérêt, comme nous allons le constater, car ils peuvent nous donner des directives pour la recherche de connaissances nouvelles.

Continuons nos essais du muscle artificiel, malgré l'incertain où nous sommes, et le trouble que nous causent les résultats divergents de l'expérience et du calcul.

Reprenons l'installation de notre musculature sur la malade, à la tension constatée, le levier étant vertical et adhérent au sol : soit 0 m. 18.

Nous savons et nous constatons, du reste, que sous l'action du ressort, le chemin parcouru dépasse de beaucoup en amplitude ce qui est demandé.

Réduisons alors progressivement, par un dispositif mécanique d'attache, la puissance du muscle-ressort, jusqu'à ce que le chemin parcouru par le membre corresponde bien à l'amplitude demandée, soit 0 m. 20.

A ce moment, *mesurant la valeur du ressort, nous soustrairons de la puissance première celle qui a suffi à produire le mouvement, et cette différence nous donnera la valeur de la force additionnelle, intrinsèque au corps humain, inconnue et inconsciente et que nous estimons être l'action du tonus musculaire.*

Le tonus musculaire devient donc mesurable par cette comparaison.

Ceci étant posé, avons-nous un moyen de contrôler, d'infirmer ou de confirmer cette hypothèse?

Certainement.

Aussi, dans le but de contrôler, par la preuve contraire, nos expériences sur l'individu, nous avons fait l'essai suivant :

Prenant un membre artificiel, spécialement construit dans ce but, « chargé » de telle façon que sa réaction dynamométrique corresponde à celle du membre vivant du sujet de nos expériences, nous l'avons articulé et fixé par une pièce sus-articulaire à un pilier.

A l'extrémité d'une potence, d'orientation et de longueur voulues, de façon à correspondre aux mêmes bras de levier que ceux qui ont été donnés sur l'épure pour le calcul des moments de la résistance et de la puissance, nous avons fixé un cable relié à l'avant-pied de la jambe artificielle ; sur le chemin du câble a été intercalé un ressort, semblable à celui des expériences.

Nous avons relevé alors les données suivantes :

Longueur du levier	OI = 0 m. 84
Chemin parcouru	C'I' = 0 m. 20
Bras de levier	OH = 0 m. 20
Bras de levier	OK = 0 m. 16
Réaction dynamométrique	F = 3 kg. 500

d'où $$X = \frac{3.500 \times 20}{16} = 4 \text{ kg. } 300$$

Allongement total du ressort de 0 m. 12 pour 4 kil. 300 — 22 centimètres.

Inscrivons à la craie, sur le sol, la projection verticale du talon, le membre étant à la verticale, et de là traçons, toujours sur le sol, une droite de 0 m. 20 de longueur. Voici notre chemin à parcourir. Ainsi que nous l'avions constaté aux expériences précédentes faites avec le membre humain, la poussée cinétique du membre artificiel dépassa de beaucoup l'angulation prévue ; puis, sous l'action de sa propre résistance, la jambe revint sur elle même pour s'immobiliser à l'angle α.

Traçant alors une verticale tangente au talon, nous constatâmes que le fil à plomb tombait à l'extrémité de la droite tracée sur le sol. à 0 m. 20 du point de départ.

Il y avait donc *concordance absolue entre* le calcul et le résultat de l'expérience.

Si donc, *en supprimant la présence active* d'une force intrinsèque, nous avons supprimé les divergences qui nous embarassaient, il semble que l'on soit fondé à dire que c'est bien le *tonus musculaire* qui agit, puisqu'il représente dans l'état actuel de nos connaissances, la seule puissance qui préside à l'harmonie et à la synergie musculaire.

Pratiquement, le muscle artificiel ne peut pas être utilisé sur un membre flasque, à moins qu'il soit engainé et verrouillé au niveau des articulations. Le tonus musculaire est éteint, ce qui fait que la musculature motrice ne peut plus assurer la coaptation du membre au tronc. Si le membre inférieur, par exemple, a perdu sa commande psoas, elle a perdu l'action sustentatrice musculaire des autres groupes, destinés à assurer la statique de l'individu.

Et puisque ce dispositif moteur artificiel ne peut être employé que pour des segments en déficit partiel, on doit tenir compte pour son établissement du tonus musculaire. On procèdera donc selon les indications que nous venons de donner.

Nous verrons au chapitre de la récupération des membres inférieurs un autre type de muscle artificiel adapté aux grands paralytiques pour la *marche automatique*. Nous n'anticiperons pas sur ce point, mais nous voulions le signaler afin que le lecteur sache que le ressort à boudin n'est pas le seul mode de muscle artificiel.

Fig. 23

DÉTERMINATION D'UN AXE ARTIFICIEL SUPÉRIEUR A L'ARTICULATION COXO-FÉMORALE DITE « ARTICULATION MÉDIANE ». (1)

Nous fûmes amené, il y a quelques années, à chercher un dispositif mécanique destiné à faciliter la marche d'un jeune homme, ankylosé de la hanche par suite de coxalgie suppurée.

Au premier abord, il semble que l'immobilisation pathologique de l'articulation coxo-fémorale doive entraîner l'impotence absolue de tout le segment inférieur correspondant. Cependant, si l'on observe la facilité avec laquelle il est loisible d'alterner la pliation et la dépliation successives de la région lombaire, on peut se demander s'il ne serait pas possible d'utiliser ce mouvement au profit d'une compensation angulaire de l'articulation coxo-fémorale déficiente.

Si nous examinons les différentes attitudes prises par le modèle de la figure 23, nous remarquons qu'entre l'attitude tassée et celle de l'extension complète du tronc, il a été décrit un déplacement horizontal considérable. Par conséquent, si l'on peut allonger aussi facilement la courbe lombaire, on doit pouvoir déplacer la partie sous-jacente d'une longueur importante.

En effet (fig. 24), considérons la pièce BD comme étant un segment squelettique indéformable, le sacrum par exemple, et relions ses deux extrémités à un point quelconque A de la ligne de gravité du corps humain.

Faisons maintenant pivoter ce secteur autour de son point A pour l'amener en B′D′ et nous verrons que la courbe fessière MN, solidaire de la pièce BD et fixée en M, s'est redressée notablement pour devenir la courbe MN′ et que le membre inférieur a passé de Y en Y′, parcourant un espace *e* sans que la ligne AY soit brisée en venant en AY′, C ayant obéi simplement au déplacement général.

(1). Cf. Communication à l'Académie de Médecine, 13 novembre 1923.

Or, C représente l'axe coxo-fémoral.

Ce qui veut dire que le membre inférieur s'est déplacé dans le sens antéro-postérieur en pivotant autour du point A, sans que l'axe articulaire normal ait joué sur lui-même.

On devine que le point A n'est pas pris au hasard. Il correspond à l'espace 3e, 4e lombaire, pratiquement au plan ombilical.

Suivant que la dépliation lombaire sera plus ou moins prononcée, la longueur du pas sera plus ou moins grande. On sait, en effet, que le chemin parcouru est égal à la longueur du levier multiplié par le sinus de l'angle :

$$e = L \times \sin \alpha.$$

Ainsi donc, il est mathématiquement établi qu'il est possible de faire avancer le membre inférieur dans le plan antéro-postérieur, sans participation aucune de l'articulation coxo-fémorale à ce mouvement.

Cette découverte que nous fîmes d'un point d'oscillation du membre inférieur, supérieur à l'axe coxo-fémoral fut de la plus haute importance pour la récupération des paralytiques.

Ces impotents, en effet, ne peuvent être placés debout, qu'à la condition qu'ils soient verrouillés quant à leurs points normaux de flexion. Les segments constitutifs de la charpente de ces malades ne peuvent se maintenir dans leurs rapports, du fait que les soutien-muscles sont nuls. Mais si les articulations doivent être immobilisées, comment dissocier en même temps les « morceaux » de ce bloc, pour lui permettre de se propulser?

Le problème semble insoluble au premier abord. Nous verrons plus loin qu'en réalité on peut « truquer » et donner un certain jeu aux 2 segments latéraux du corps.

Mais si nous remarquons que « l'axe médian » est placé à une certaine hauteur au-dessus de l'axe normal, de 18 à 20 centimètres pour un adulte de taille moyenne, on comprend que la plicature à ce niveau soit sans inconvénient, d'abord parce que la musculature de la partie supérieure du tronc des paraplégiques est habituellement restée bonne, et qu'ensuite les deux bras aidés de cannes peuvent venir compenser la sollicitation de traction en avant.

Par conséquent, en établissant l'appareillage nécessaire à la récupération des paraplégiques, avec ce dispositif nouveau d'oscillation, nous donnons aux

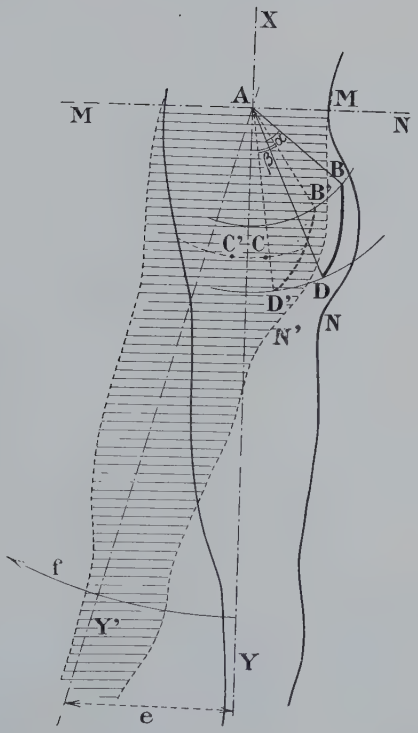


Fig. 14

deux segments inférieurs le moyen de travailler en propulsion, parallèlement l'un à l'autre.

La réalisation pratique d'un tel dispositif se fait de la façon suivante (fig. 25) :

Le corset-ceinture qui engaïne le tronc et le bassin du paralytique est relié au cuissard par une armature portant un premier axe à la hauteur que nous avons déterminée (4e lombaire) et un autre en coïncidence avec l'axe fémoral. Ce dernier est verrouillé pour la marche et ne doit être libéré que pour la station assise. Quant à l'axe médian, il sera limité par une butée qui garantira la précision du jeu permis. Suivant les cas, il sera donné une amplitude plus ou moins grande en avant ou en arrière de la normale. On pourrait se contenter, comme limite naturelle, de celle de la dépliation lombaire. Mais il ne faut pas « butter » contre les limites extrêmes, car l'élan donné au membre inférieur dans sa propulsion constituerait une force vive, dont l'annulation par arrêt brusque provoquerait une impulsion préjudiciable à la statique du paralytique.

Cet axe médian n'est pas seulement utilisable pour les grands paralytiques.

Certains parétiques, ceux, par exemple, qui ont récupéré spontanément une certaine part de leur potentiel moteur et qui pourraient à la rigueur marcher avec un muscle artificiel de complément, tireront grand profit de l'usage de ce dispositif.

Il y a, dans la catégorie des paralytiques du membre inférieur par polio myélite, une infinité de modalités déficientes. Tel impotent total du membre droit, a recouvré un certain potentiel de son groupe fléchisseur gauche par exemple et peut à la rigueur se tenir debout en équilibre selon sa ligne de gravité, mais que son centre de gravité vienne à se déplacer légèrement et l'édifice s'effondrera, parce que son absence de tonicité musculaire lui interdit des contractions compensatrices. Mais si l'on procure une certaine souplesse de mouvement à la région lombaire, on verra que le malade, utilisant ce jeu, parviendra à créer des « attitudes » compensatrices lui permettant de « rattraper » l'équilibre.

Et comme, d'autre part, la liaison entre le tronc et le membre inférieur demeure garantie dans ses rapports physiologiques, grâce à cette pièce d'armature qui porte les deux axes médian et coxo-fémoral dont nous venons de parler, le parétique pourra en toute sécurité se porter sur le membre inférieur.

Nous dirons, du reste, que l'emploi systématique de cet axe médian nous a paru faciliter le marche de nos impotents à tel point que nous le plaçons par principe sur tous les appareillages des paralytiques. Grâce à lui, nos malades parviennent à faire des pas d'une amplitude absolument normale.

La figure 25 montre un type d'appareillage complet pour paraplégique où l'on distingue les deux axes median et coxo-fémoral superposés avec un écartement de 18 centimètres.

Quant à la butée dont nous avons parlé plus haut, elle est placée dans le boulon-axe lui-même, sous forme d'un tenon-prisonnier travaillant dans une saignée demi-circulaire, établie à la demande.

Nous n'insisterons pas davantage sur notre point d'oscillation supérieure.

LA DÉFICIENCE DES "APPENDEURS"

Au nombre des déficiences musculaires que l'on peut rencontrer dans les cas de paralysies infantiles du type inférieur, il en est une, que l'on doit considérer comme « constante » et dont les conséquences statiques et dynamiques sont de plus grande importance. Nous voulons parler de celle des moyen et petit fessier, groupe que nous avons dénommé « groupe appendeur du fémur ».

L'attention des praticiens ne semble pas avoir été attirée suffisamment sur cette séquelle locale, par les neurologistes qui le constatent chaque jour. Cependant, elle représente, à elle seule, une des plus grandes difficultés de l'appareillage, et c'est à ce titre que nous voudrions lui consacrer quelques lignes.

Mécaniquement, le fémur est maintenu pour une grande part dans sa position normale par la tension du moyen et du petit fessier. Si nous nous rappelons, en effet, les insertions de ces deux muscles, nous voyons que, partant en éventail de la crête iliaque externe, les faisceaux musculaires du moyen fessier convergent vers le grand trochanter et s'insèrent sur une ligne âpre dite « crête du moyen fessier » et que le petit fessier vient pour ainsi

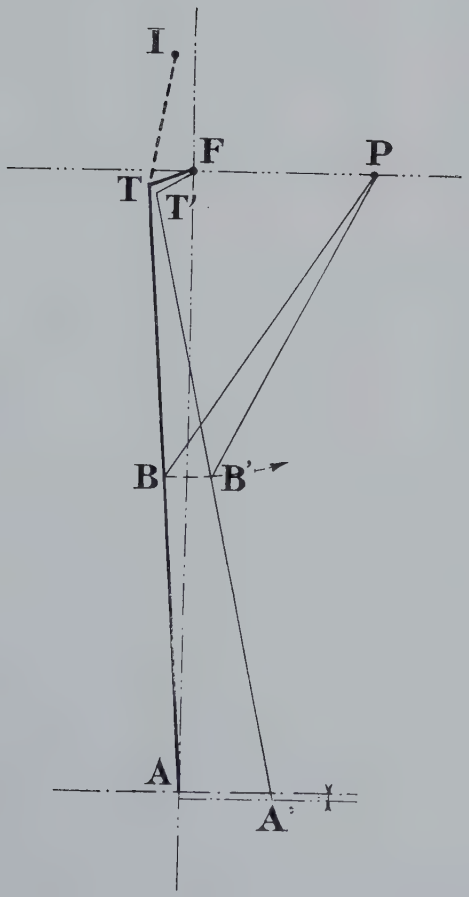


Fig. 26

dire doubler le moyen. L'action de ce groupe par rapport au fémur est de le soutenir en hauteur et en équilibre dans un plan frontal (faisceau antérieur : abducteur et rotateur en dedans ; faisceau postérieur : abducteur et rotateur en dehors ; et faisceau moyen : abducteur).

On voit donc que ces deux muscles représentent un cordage de tension IT, entre le grand trochanter et le bassin, et que, si ce cordage venait à fléchir l'équilibre qui était réalisé par deux sollicitations contraires, se trouverait rompu, et les abducteurs provoqueraient une rotation du fémur vers le bas (fig. 26).

C'est ce que nous constatons, lors de la déficience paralytique. Le membre inférieur dans le decubitus dorsal présente un allongement apparent (voir schéma position A'), et, à l'appui au sol, il est en réalité plus court que son symétrique, le fémur revenant en coup de piston à sa position première.

Nous n'oublierons pas que ces mêmes muscles, prenant point fixe sur le fémur, dans l'attitude debout, basculent le bassin vers eux.

Dans ces conditions, on comprend comment les « appendeurs » gauche et droit ont, dans leur tonicité synergique normale, une action capitale en faveur du maintien en plan horizontal du bassin. De sorte que la déficience d'un seul appendeur peut provoquer une claudication hors de proportion, semble-t-il, avec le rôle de ces deux muscles.

Mais l'intensité de cette claudication s'explique aisément si l'on songe qu'au moment du simple appui ils sont à peu près seuls à supporter la masse du corps agissant en force tangentielle. Nous savons qu'en faisant abstraction du déplacement du centre de gravité, cette force sera cependant au moins égale aux 8/10^{e} du poids total du corps.

L'importance de ce groupe « appendeur » pour le maintien de la statique humaine est capitale. Nous ne saurions trop y insister. Elle est, nous le répétons, *une séquelle constante de paralysie infantile du type inférieur*, quelle que soit la récupération des autres groupes.

Comme exemple caractéristique, nous citerons celui d'un jeune homme de 14 ans, ayant été atteint de poliomyélite antérieure aiguë à l'âge de 5 ans dont la récupération fonctionnelle était complète, *à la seule exception* de ce groupe « appendeur » !

Sa déficience tonique supprime la relation entre la cuisse et son point de

fixation, et le membre semble dès lors lui être attaché à l'instar d'un membre de polichinelle. Il s'ensuit que, pour suppléer à cette attache distendue, et sur laquelle il nous est impossible d'agir directement, nous devrons raccorder le membre au bassin, en prenant attache en aval et en amont du lien distendu.

De plus, si nous considérons les adducteurs comme étant le groupe de compensation du rôle abducteur des moyen et petit fessiers, nous comprenons que non seulement le fémur est sollicité verticalement de haut en bas, en vertu de sa pesanteur, mais encore en adduction par l'action non compensée des muscles adducteurs.

Ces considérations nous amènent donc, par raisonnement, à envisager le mode de récupération fonctionnelle selon un type d'appareillage, qui serait théoriquement composé d'une ceinture portant un point d'attache, supérieur à la déficience, sur l'engainement et reliée au sol par une pièce de charpente rigide adhérente au membre.

Nous avons essayé, pour des raisons de moindre désagrément, de nous contenter d'une ceinture et d'un cuissard reliés par une double articulation médiane et coxo-fémorale. Mais le résultat fut insuffisant. Semblable appareillage ne maintient pas suffisamment le rapport entre la cuisse et le bassin et au moment de simple appui, au moment où le poids total du corps, augmenté du travail dû au déplacement, est réceptionné par le seul membre, il y a tassement et fléchissement au niveau du groupe déficient. Et si la claudication est atténuée, elle n'est pas supprimée.

Il faut donc, à regret, compliquer un peu l'appareillage et continuer l'appui jusqu'au sol. Ceci peut se réaliser par différents dispositifs, mais le plus simple est le meilleur. Il consiste à accompagner le membre jusqu'à la semelle de la chaussure par une attelle latérale d'acier, profilée selon la courbe du membre, et articulée naturellement aux points « genou » et « malléolaire ».

Elle sera fixée à l'instar d'un sabot de Venel. Ainsi, au moment de l'appui, le bassin doublé de l'engainement-ceinture « sera reçu » directement au sol, et le groupe appendeur sera libéré de toute action de poussée verticale.

Mais semblable appareillage est d'une réalisation mécanique délicate.

Il faudra choisir un acier de grande résistance à la flexion, et coquillé légèrement de façon à augmenter encore sa puissance.

Nous ajouterons que la déficience « unique » des appendeurs étant excessivement rare, il faut par principe ajouter à l'appareil dont nous parlons une musculature artificielle (1) qui sollicitera la propulsion du membre.

(1). De préférence du type postérieur. Voir marche automatique des paralytiques.

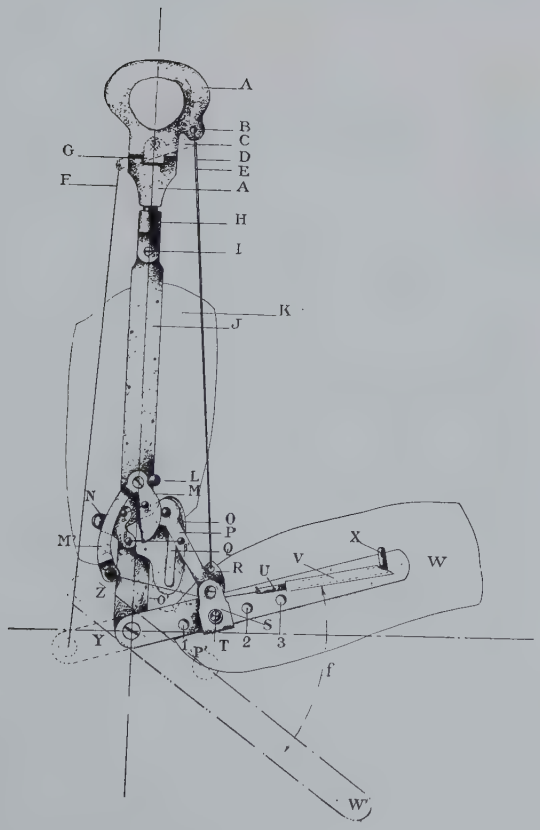


Fig. 27

LES APPAREILLAGES GÉNÉRAUX

1. - APPAREILLAGE DU MEMBRE SUPÉRIEUR

La récupération du membre supérieur est de beaucoup la plus difficile, du fait des mouvements combinés de l'épaule et du bras, et du manque absolu d'un appui ferme comme peut l'être le sol, pour l'appareillage du membre inférieur. D'autre part, la ceinture scapulaire ne peut accepter un « encerclage » comme le fait le bassin, sans crainte d'immobiliser l'expansion thoracique dans les moments respiratoires.

Il faut considérer également que les axes d'oscillation du bras, de l'avant-bras et de la main étant sur un même plan, il s'ensuit que l'avant-bras ne peut être sollicité en flexion s'il demeure dans le prolongement du bras, les axes étant tous au « point mort ».

Donc, il sera nécessaire de « partir » d'une angulation en flexion, telle que, le point mort étant échappé, la musculature artificielle qui doit actionner ces leviers les uns sur les autres, puisse entrer en jeu normalement.

Nous présenterons au lecteur deux modes d'appareillages :

1° *Un type à musculature simple* dont les mouvements de flexion et d'extension sont inscrits dans une angulation limitée.

2° *Un type à relais*, dont les mouvements sont de très grande amplitude, mais dont les actions musculaires artificielles sont à plusieurs « fibres », placées en relais et travaillant les unes après les autres.

TYPE SIMPLE

Fig. 27-28-29-30.

Les dispositifs qui composent cet ensemble mécanique, sont représentés schématiquement sur l'épure de la figure 27 et l'utilisation de l'appareillage est démontré par la fig. 30.

Description. — Cet appareil se compose essentiellement d'une pièce épaulière A, venant se fixer sur un scapulum en celluloïd moulé, en forme de bât (non figuré au dessin), et articulé en G par une charnière à mouvement d'abduction. La pièce A se terminera par un collet à rotule, incluse dans une genouillère H, qui elle-même s'articulera dans le plan antéro-postérieur. K et M sont les brassards et avants-brassards en entoilages celluloïdés, qui supportent deux armatures.

Le mécanisme articulaire du coude comporte une série de petites pièces que nous allons étudier séparément.

M est une équerre dont la branche antérieure est en profil de came et la branche postérieure est reliée par un câble à la tirette V, à queue X, travaillant dans la coulisse Q, dont l'extrémité est taillée en biseau hélicoïdal. Le câble de liaison de ces mécanismes passe en réflexion sur une poulie, qui est située sur l'axe de S entre la biellette et l'attache.

La came commande la biellette laquelle coulisse dans la saignée Q de la pièce. Cette biellette en fin de course vient en O'.

Les attaches N et R sont destinées, la première à attacher les ressorts de rappel A A' et B B' et la seconde à servir d'insertion au muscle biceps E dont l'insertion supérieure se trouve en B.

Suivant que l'angulation disponible doit être de préférence à « extension » ou à « flexion » on peut, en déplaçant la pièce T suivant les trous 1, 2, 3, augmenter ou diminuer la longueur du rayon par rapport à l'axe du coude et modifier ainsi la direction de l'amplitude du chemin parcouru.

Utilisation. — Le muscle fléchisseur E ayant été calculé de façon telle qu'il équilibre l'avant-bras en inertie, dans la position d'extension, il suffira pour rompre l'équilibre que l'inertie du membre soit rompue. Un mouvement de flexion du tronc en avant, aussi léger qu'on le voudra, par exemple, peut suffire à mettre en branle tout le mécanisme de la façon suivante :

Supposons le mécanisme dans la position de l'épure.

On voit que la tirette V est à sa position de détente complète.

Dans ce cas, lorsque l'avant-bras, sollicité par le muscle, sera parvenu à son maximum de flexion, la biellette sera parvenue elle aussi à la position que nous voyons. Mais, à ce moment, grâce à la traction du ressort de rappel

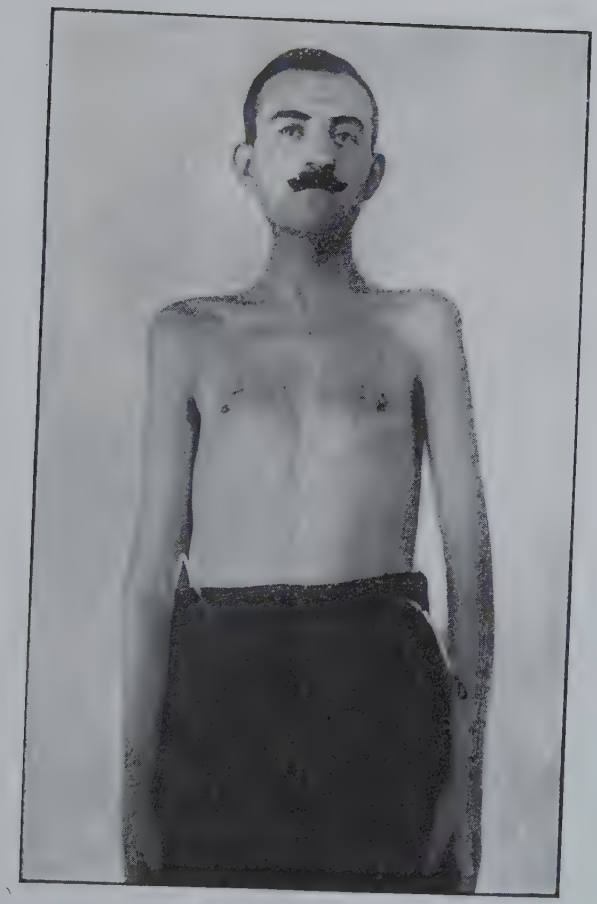


Fig. 28

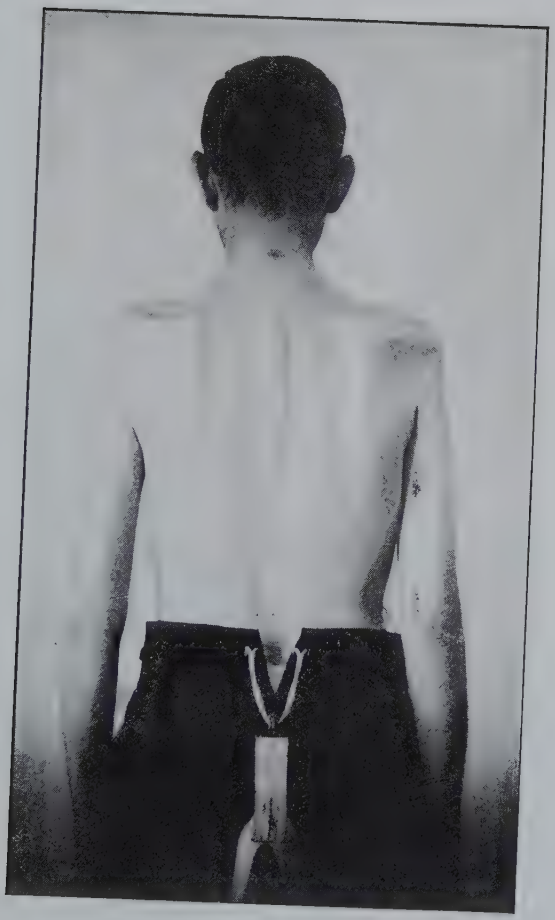


Fig. 29

B B′, cette biellette aura guidé sa tête, munie d'un petit bouton, dans l'encoche que l'on remarque en pointillé, et sera de ce fait, verrouillée en position de flexion.

Le paralytique aura donc un avant-bras fixé en attitude de flexion et pourra s'en servir comme d'une console, pour soutenir une charge, aussi lourde que son scapulum pourra le supporter.

Pour libérer l'avant-bras de son verrouillage, il suffira de faire tourner, avec l'autre main, à travers les vêtements, la queue X selon la rampe hélicoïdale de V, et l'équerre M′ étant actionnée, la came M repoussera, en la dégageant de l'encoche de la saignée Q, la biellette P et l'avant-bras retournera en vertu de la pesanteur à sa position de départ. Cependant, en reprenant ladite position, l'avant-bras extendera à nouveau le ressort E, suffisamment pour qu'il joue un rôle de compensation, en annulant ainsi la réaction de la force vive, comme le ferait un triceps.

Si l'on considère l'épure, on constate que nous avons passé sous silence quelques pièces de mécanisme.

C'est qu'en effet, il nous est arrivé, dans un cas particulier, de pouvoir utiliser les dispositifs précités, mais avec l'obligation de freiner l'action un peu trop énergique du ressort E. Nous sommes parvenus à ce freinage par le dispositif suivant :

Le palonnier C′ est articulé sur la pièce scapulaire A à deux branches. L'une sert d'attache à un ressort D agissant comme biceps, et l'autre à un ressort F, fixé à l'extrémité de l'armature Y Z, et jouant le rôle de triceps. On comprend que l'action et la réaction de ces deux ressorts B et F, l'un par rapport à l'autre, soit une simple question de réglage. Cette mise au point sera obtenue par le jeu de petits tendeurs. Grâce à ce mécanisme, l'ensemble peut être maintenu en équilibre absolu, ou se déclancher, en prédominance d'action de l'un ou de l'autre muscle, en passant par toutes les étapes voulues du travail au retard.

La photographie que nous donnons ici (fig. 30) est celle d'un malade atteint de poliomyélite antérieure, et dont la séquelle est une paralysie avec atrophie des groupes musculaires scapulaires et brachiaux.

Ce malade était depuis dix années dans cette attitude d'impotence absolue. Appareillé et rééduqué, il a repris son ancien emploi d'employé de bureau

et gagne sa vie, avec des appointements identiques à ceux qu'il avait précédemment.

Malheureusement, ce mécanisme simple ne permet pas une amplitude de mouvements très marquée.

En effet, si un ressort à boudin, choisi selon les lois qui régissent son emploi, travaille sans fatigue, il ne faut pas oublier que l'écartement des spires ne dépasse pas 1/7e du mandrinage. Ce qui veut dire que l'allongement total de ce ressort est relativement minime Et que si l'on veut « tirer » davantage et obtenir un rendement plus ou moins grand et que l'écart interspires soit supérieur à sa possibilité mécanique, il se fatiguera et perdra sa puissance en s'allongeant. Il y a donc des limites à ne pas dépasser, et ces limites d'écart-spire sont aussi celles de l'amplitude du mouvement.

Donc, dans certains cas, ce type simple n'est pas satisfaisant. Aussi, avons-nous établi, par un jeu de muscles travaillant à des temps différents, un dispositif permettant d'additionner le travail de ces ressorts. C'est ce que nous allons étudier.

TYPE A RELAIS

Cet exemple d'appareillage comporte un mécanisme un peu plus compliqué que le précédent (fig. 31).

Il se compose naturellement de gaines, brassards et avant-brassards en mousselines celluloïdés, que nous n'avons pas figurées sur le dessin.

En E est une pièce scapulo-humérale, dont le jeu articulaire est limité en plan antéro-postérieur.

En O s'articulent les armatures brachiales et avant-brachiales.

Cette dernière présente cette particularité que son extrémité supérieure a la forme d'un 1/2 cercle limitée par deux cornes. La corne antérieure M jouera le rôle de butée et la corne postérieure (innominée sur la figure) sert d'attache à un filin inextensible P, dont l'extrémité supérieure s'attache à une cale demi-circulaire T.

R est un ressort à lame tangente à l'armature du bras, calé dans sa tangence sans poussée par la pièce T, venant se bloquer contre le taquet H.

S est une pièce oscillante autour d'un axe, venan s'accrocher par sa

Fig. 40

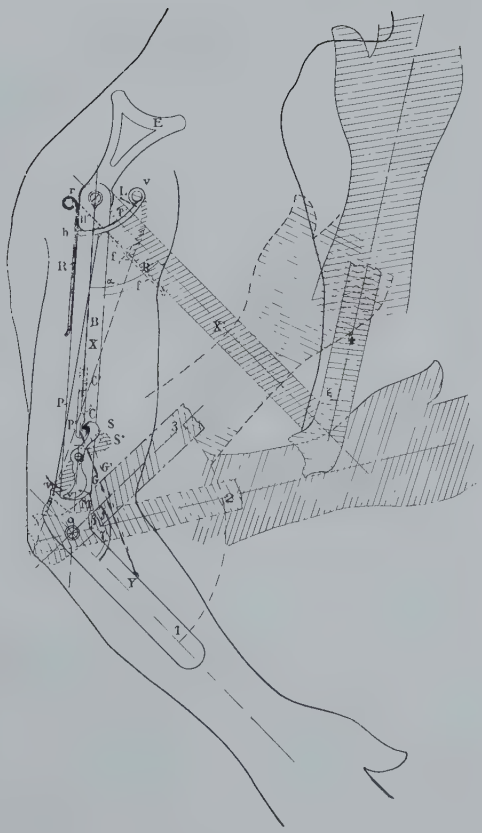


Fig. 31

Fig. 32

Fig. 33

Fig. 31

Fig. 35

partie supérieure au crochet C et présentant à sa partie inférieure un profil de came, à révolution dans la coupe de la pièce V.

B est un ressort à boudin parallèle à l'axe longitudinal de l'armature du bras, inséré d'une part sur l'axe huméral et d'autre part sur le crochet C.

G est un ressort biceps inséré entre l'armature avant-brachiale et le crochet C. Ce ressort est équilibré de façon à maintenir l'avant-bras dans sa position extrême d'extension I.

Utilisation. — De même que pour le modèle simple à amplitude limitée que nous venons de voir, il suffira d'un moindre mouvement pour rompre l'équilibre et faire passer le membre de son inertie au travail.

Dans ces conditions l'avant-bras prendra la position 2 ; mais, à ce moment, la corne M de l'armature avant-brachiale, ayant repoussé la came V, celle-ci sera venue en V′, libérant par bascule la tête du crochet S de l'encliquetage C, qui, sollicitée par la contraction de B, libéré de son arrêt, viendra en C′.

Ce second biceps à relai B, continuant l'action de G, amènera l'avant-bras en flexion dans la position 3.

C'est alors que l'armature V, dont la corne supérieure porte l'attache-filin, P, oscillant autour du point articulaire du coude, amènera le filin à la position du pointillé, et de ce fait déclanchera le ressort R, immobilisé jusqu'alors par la cale T, qui se placera en T′ et le bras sera propulsé. Ce troisi me relai portera l'armature brachiale dans la position 4, mais à hauteur de la bouche.

Le jeu successif des relais se fait très rapidement, sans qu'il y ait de temps visible.

Grâce à eux se trouve réalisé le problème difficile qui consiste à permettre à l'avant-bras en extension marquée, de se placer en flexion, d'une angulation suffisante pour donner une amplitude de mouvement impossible à donner avec un seul ressort.

Les photographies (fig. 34 et 35), montrent l'application d'un mécanisme analogue à celui de l'épure.

L'enfant dont il s'agit est paralysé des deux bras, suite de poliomyélite

aiguë et dans l'impossibilité de faire quelque mouvement que ce soit, des deux bras et des muscles scapulaires ; seule reste la préhension des mains.

On voit comment nous sommes arrivés à récupérer la fonction de ce petit malade.

2. - APPAREILLAGE DU MEMBRE INFÉRIEUR

Les Paraplégiques

Choisissons, comme exemple d'appareillage de paraplégique, le cas d'un déficient flasque des membres inférieurs et des muscles du bassin et du tronc inférieur.

L'appareillage comprendra un corset, des cuissards, des jambiers et des chaussures spéciales, reliés entre eux par les armatures et les dispositifs mécaniques qui auront été étudiés pour le cas particulier.

Plaçons un de ces appareils sous nos yeux et donnons la description détaillée des différentes pièces qui le constituent (fig. 36 et 37).

Un corset en celluloïd moulé C maintient en bonne attitude de correction le tronc inférieur et le bassin du malade. Il est réuni à un cuissard et à un jambier M et J, par l'intermédiaire d'armatures H, K, L, T, les axes A, D, G, V peuvent être verrouillés *ad libitum*, suivant que le malade devra rester debout ou s'asseoir.

Le pied ballant est souvent en varus ou en valgus. Il sera contenu dans une chaussure Z, munie à sa face interne ou externe, selon que l'on devra agir sur l'une ou l'autre par des torsions internes ou externes, d'un appareil Q, rappelant le sabot de Venel, avec ressort de flexion.

En T. et T., les deux branches de ce dispositif articulé en V.

Utilisation. Si l'on considère le paralytique flasque comme le serait un mannequin et que l'on songe qu'une fois immobilisé en tous les segments par des verrous, il devra cependant marcher, on peut se demander par quel mécanisme il pourra dévier les membres inférieurs d'une angula-

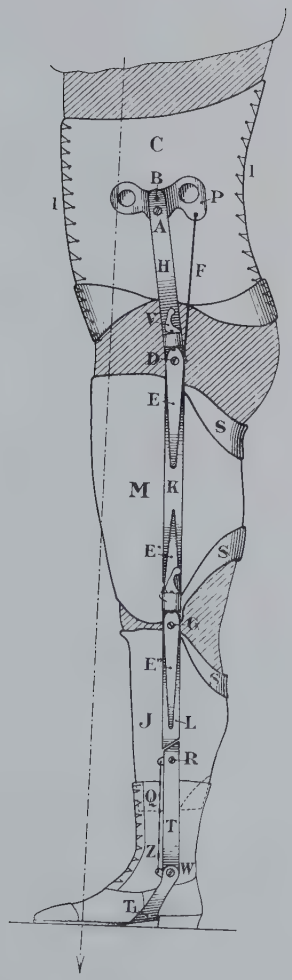


Fig. 36

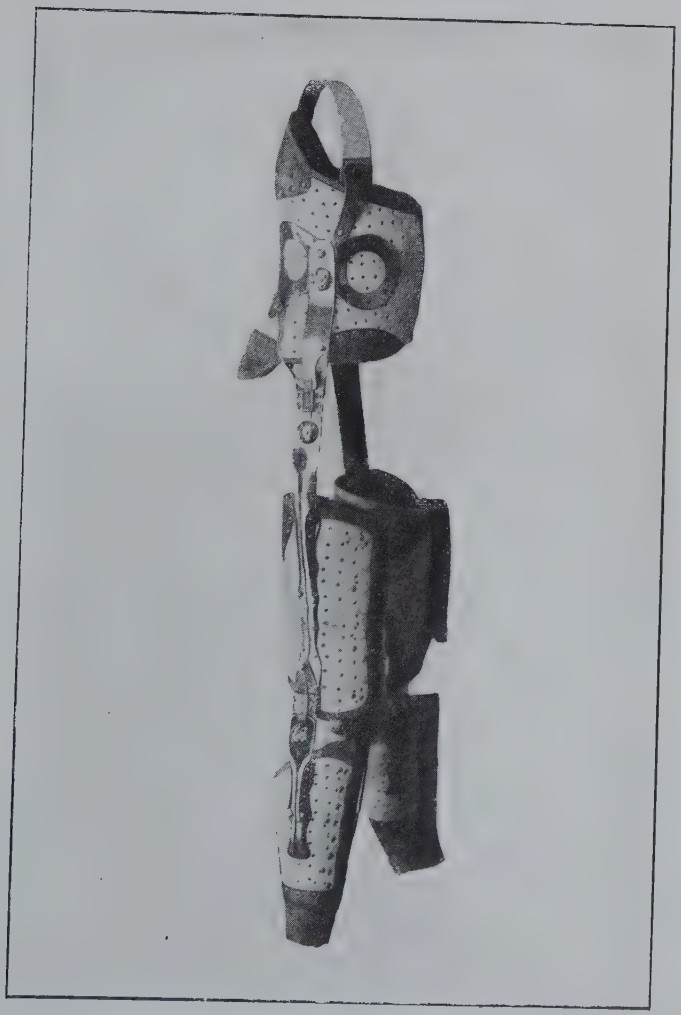


Fig. 37

tion suffisante pour faire un pas, et quelle sera la force attractive ou propulsive qui le déterminera.

Remarquons que le corset C est lacé en avant et en arrière selon le plan sagittal et que le point A est oscillant sans verrouillage, avec la seule limite d'angulation de la butée B.

Toute la question de la marche récupérée des impotents appareillés repose sur l'étude des aplombs humains normaux et la décomposition des « appuis » au sol dans l'acte de progresser.

Nous savons que la ligne de gravité du corps humain se trouve à l'intersection de deux plans perpendiculaires, l'un passant par le vertex et le deuxième cunéiforme, l'autre divisant verticalement le corps en deux parties égales, et perpendiculaire au premier.

Les remarquables travaux du Professeur Richet nous apprennent que la succession des axes des différents segments du corps représente une ligne brisée, dont les angulations varient selon les mouvements et les attitudes.

D'où il suit que la ligne de gravité peut être considérée comme la résultante de ces forces composantes, et que si l'un de ces angles modifie son degré, il entraîne pour les ensembles des variations angulaires qui devront se compenser et se composer entre elles, de façon à rétablir la résultante normale.

Pratiquement le polygone de sustentation humaine est un triangle, dont les deux côtés seraient la ligne des pieds, talons joints et pointes ouvertes, et le troisième, une droite idéale qui réunirait ces deux pointes. La ligne de gravité, partant du vertex, tombe à l'intersection des bissectrices.

En réalité, chez nos récupérés, le polygone de sustentation est un quadrilatère à grande base, délimité par les deux pieds écartés et sur la même ligne, et par les deux cannes sur lesquelles le malade vient recevoir la partie supérieure du tronc. La ligne de gravité tombera à l'intersection des diagonales.

La marche des récupérés sera obtenue par une transformation de ce quadrilatère en des triangles alternatifs, et par le transport de l'aplomb humain, tantôt sur l'un, tantôt sur l'autre de ces triangles.

Nous savons que l'adhérence au sol est fonction du poids du corps divisé par deux au niveau des deux membres inférieurs.

Si l'on vient libérer de ce freinage l'un des membres, le poids total sera reporté sur celui resté seul à l'appui. D'où il résulte que pour apprendre à marcher à un récupéré, appuyé au sol en quadrilatère, il faudra l'inciter à se porter complètement sur un des membres, en s'appuyant sur ses cannes, de façon à libérer l'autre membre de tout contact freinateur au sol.

Le corset, avons-nous dit, est en deux valves lacées l'une sur l'autre. Mais ce laçage conserve intentionnellement un jeu suffisant pour permettre à ces deux segments de « gueniller », comme on dit en mécanique, entre eux. D'autre part, nous savons qu'en A nous avons un axe articulaire, à jeu limité par une butée, il est vrai, mais qui cependant peut permettre une certaine déviation de segment sous-jacent : c'est notre « axe médian ».

En réalité cette « possibilité » articulaire est donnée par ce point d'oscillation supérieur dont la course est fonction de la dépliation lombaire, amortie à ses moments de butée antérieure et postérieure par l'élasticité du laçage.

Notons une fois de plus que le levier oscillant « membre inférieur » est augmenté dans sa longueur, du fait du déplacement en hauteur du point articulaire normal, qui est celui de la coxo-fémorale. Le chemin parcouru par ce levier, étant le produit de la longueur du levier par le sinus de l'angle décrit, il suffira d'une légère déviation de levier pour décrire un pas d'une amplitude suffisante pour la marche ralentie d'un paralytique.

Donc, les deux segments inférieurs humains, quoique verrouillés par principe et par nécessité, peuvent cependant jouer l'un sur l'autre.

Il suffit maintenant de trouver la force qui va leur faire accomplir le pas.

Si nous nous reportons à la figure schématique (38), nous voyons que :

1° L'impotent est appuyé, au repos, sur un quadrilatère Pd, Pg, Cd, Cg :

Pd pied droit
Pg pied gauche
Cd canne droite
Cg canne gauche.

2° Pour marcher, il va transformer son schéma de marche, de la façon suivante :

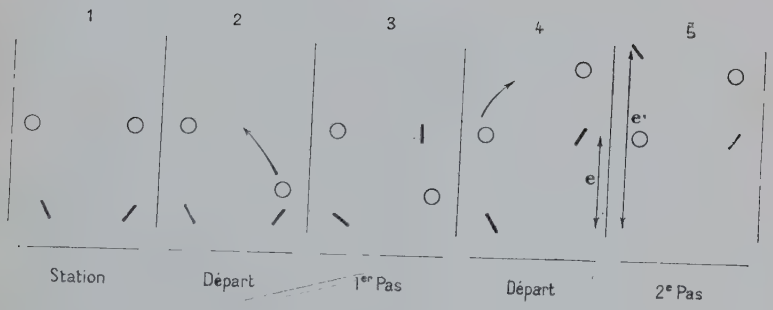


Fig. 38

Portant le poids du corps sur la canne g et plaçant la canne droite en arrière, il agira à l'instar du batelier en poussant sur elle, ce qui fera tourner le système autour de g, et l'amènera en 3. A ce moment, le paralytique prend contact au sol et a parcouru la distance *e*. Il recommencera la même manœuvre pour le membre gauche et décrira ainsi un autre mouvement pivotant, qui l'amènera au sol en 5, réalisant une progression *e'*.

Et ainsi de suite.

Mais il est des paraplégiques qui n'ont pas une force suffisante dans les bras pour s appuyer sur une canne au point de faire pivoter l'ensemble de leur individu.

Il faudrait donc abandonner la récupération de ces impotents s'il n'était pas possible de remédier à cette insuffisance musculaire des bras.

LA MARCHE AUTOMATIQUE

L'automatisme de la propulsion peut être obtenu par une musculamusculature artificielle.

Nous avons vu dans un chapitre précédent ce qu'était la musculartue artificielle, utilisée pour les déficients partiels.

Ce mode ne pourrait être utilisé dans le cas présent. En effet, l'insertion du chef supérieur étant placée au-dessous de l'axe d'oscillation, que nous devons remonter au niveau du plan ombilical, ferait basculer le corset de haut en bas et d'avant en arrière et solliciterait le malade à perdre l'équilibre.

C'est par un ressort à lames, placé derrière l'armature (fig. 36) verticale, au point de poussée fémorale, que nous obtenons la propulsion au moment du décalage du sol, sans que les bras du malade aient à intervenir.

La force du ressort doit, naturellement, être calculée pour chaque cas spécial.

Ce calcul est particulièrement difficile à établir avec exactitude, du fait qu'au fur et à mesure que le membre s'élève vers l'horizontale sous l'effort du ressort, la résistance diminue.

Pour simplifier le calcul, nous établirons à force demandée pour l'angu-

lation maxima (fig. 39), d'où le problème suivant (1) : calculer l'intensité de la force de poussée X qu'un ressort devra exercer au point r, pour provoquer une déviation du levier-membre.

Soit O C le levier, Rr le ressort.

La direction de la force étant nécessairement celle du ressort, le moment de cette force sera la perpendiculaire OK.

Nous avons vu dans un chapitre précédent que la résistance du membre au mouvement peut être exprimée par le produit F.OH :

F étant la force dynamométrique du membre, force verticale.

OH le moment de la résistance, perpendiculaire abaissée du point d'application sur la direction de la force ;

Et nous aurons l'équation suivante :

$$F.OH = X.OK$$

d'où

$$X = \frac{F.OH}{OK}$$

Il nous reste à déterminer quel sera le point d'insertion supérieur du ressort à lames.

Sur la droite XY figurant l'axe horizontal de la pièce d'attache de l'armature oscillante OC (fig. 40), O étant le point d'oscillation, insérons le ressort en R, peur venir l'appuyer en r. Que va-t-il se passer ?

Si nous décomposons la poussée F du ressort appliquée en R, suivant les directions RA normale et RB tangentielle, nous obtiendrons la force f', composante de traction.

L'action rotative de f, tendant à déterminer une rotation autour de l'articulation O, est proportionnelle au bras de levier OR. Mais cette action est préjudiciable, nous le savons déjà, à l'équilibre du malade, car elle tend à faire pivoter le corset autour de son axe O.

Si l'on veut donc diminuer cette action de rotation, il y a lieu de diminuer le bras de levier de la force f, qui, elle, reste constante. On y parviendra en

(1). Nous renvoyons le lecteur à l'emploi de notre règle.

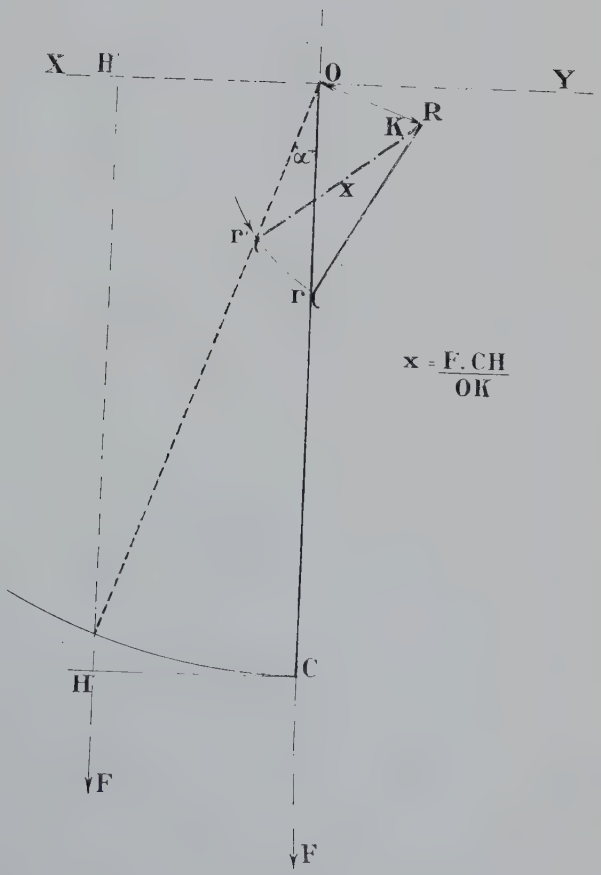


Fig. 39

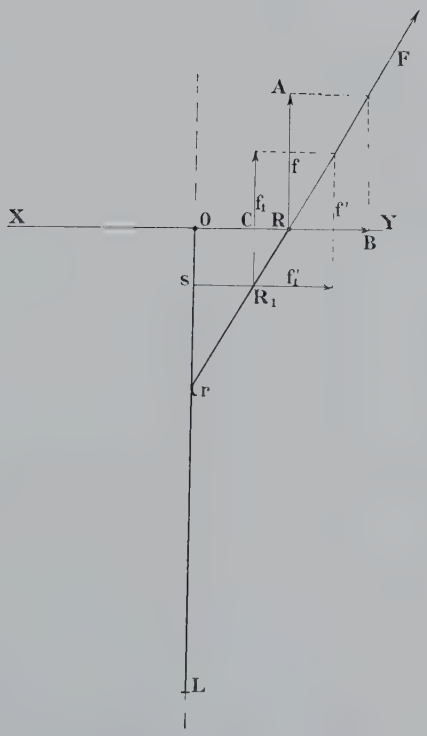


Fig 40

rapportant le point R de O, mais sans quitter la direction de la force F naturellement, par exemple en R_1. Le bras de levier devient donc :

$$sR_1 = OC \qquad \text{et} \qquad OC < OR$$

Ainsi donc les paraplégiques peuvent se déplacer avec ou sans participation *puissante* de leurs bras. Nous sommes même arrivés à faire marcher quelques quadriplégiques particulièrement éducables. Mais les résultats obtenus sont trop peu nombreux encore, pour que nous soyons en droit d'en tirer une conclusion.

*
* *

La marche du paralytique est une simple question de rééducation, lorsque les appareillages sont parfaitement mis au point.

Mais la moindre erreur dans les calculs, ou dans la réalisation mécanique des dessins, pourrait réduire à néant le travail le plus consciencieux.

C'est-à-dire que la mise au point des appareillages sera l'objet des soins les plus attentifs. Elle permettra, en effet, de corriger les erreurs, toujours possibles, de s'assurer de la perfection des aplombs et aussi de donner au malade le maximum de confortable dans le port des appareils,

CONCLUSION

La récupération fonctionnelle du paralytique découle d'une méthode fondée sur des principes mathématiques.

Si donc le médecin veut bien reprendre les notions mécaniques que le temps a pu estomper dans son esprit, il pourra rendre des services éminents à toute une classe de déshérités et de déficients, en leur permettant de recouvrer leur dignité humaine amoindrie, et de reprendre une place réelle et honorable dans la famille et dans la Société.

RÉCUPÉRATION FONCTIONNELLE

D'UN

PARALYTIQUE

PREMIER CAS

Fig. 41

PREMIER CAS

Fig. 51

DEUXIÈME CAS

Fig. 4.

DEUXIÈME CAS

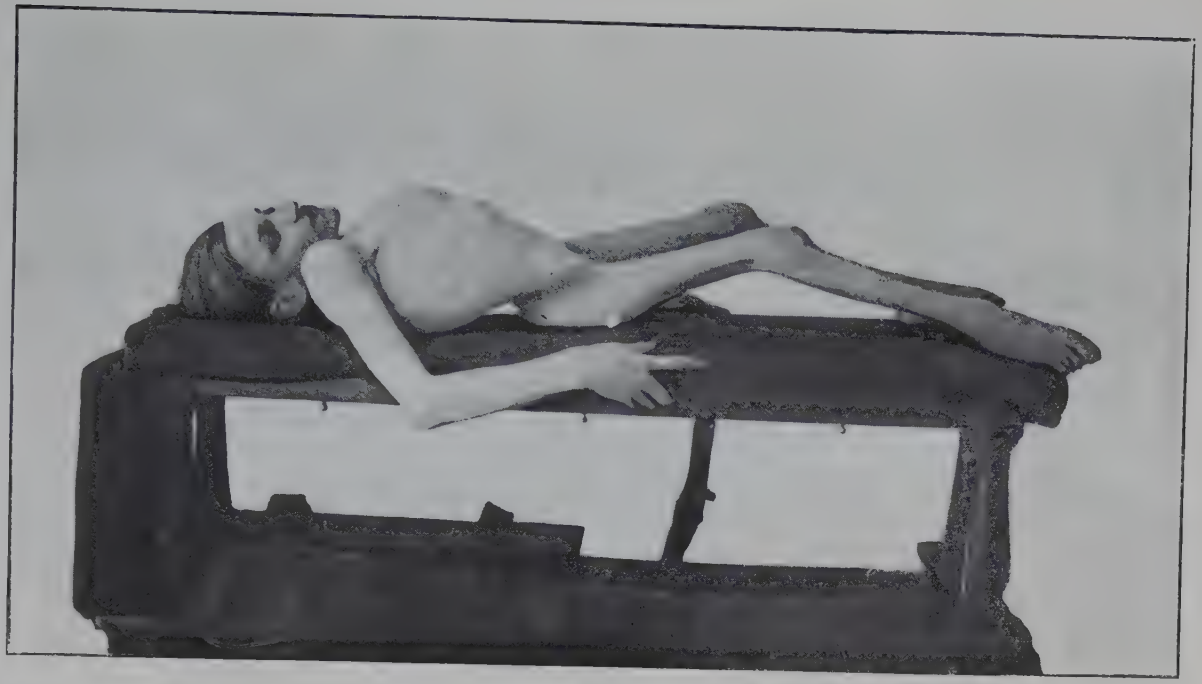


Fig. 4

PREMIER CAS

Fig. 45

IMP. VUIBERT
6, Rue Martel, 6
PARIS - Xe